

Lleida, septiembre de 2020

Autora: Irene García Luque

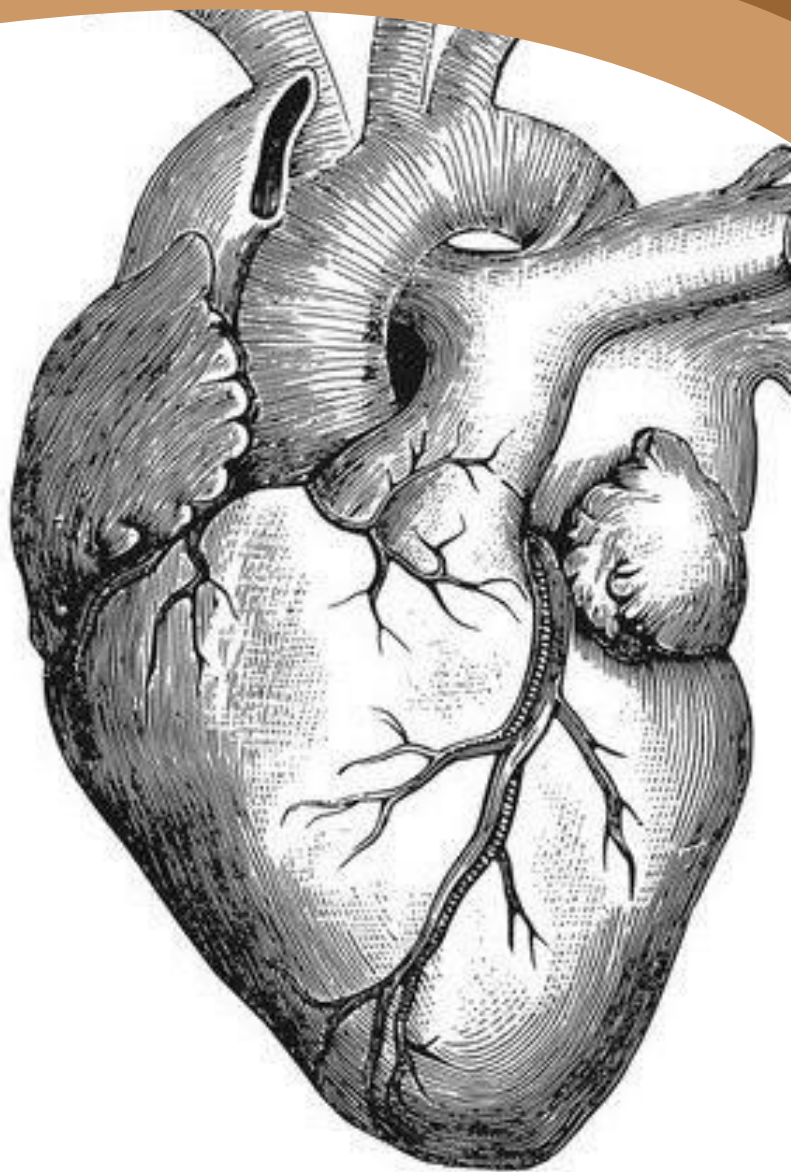
Tutor: Xavier Sánchez Salguero

Cotutora: Iolanda Navalón



Universitat de Lleida
Escola Tècnica Superior
d'Enginyeria Agrària

TRABAJO FINAL DEL GRADO en VETERINARIA



VALORACIÓN Y COMPARACIÓN DE RLAD Y VLAS PARA
DETECTAR RADIOGRÁFICAMENTE EL AUMENTO DE
TAMAÑO DEL ATRIO IZQUIERDO EN PERROS



AGRADECIMIENTOS

Después de este último año de vida académica, al fin llegó la hora de redactar el apartado de agradecimientos del Trabajo de Fin de Grado. Ha coincidido con una etapa difícil, y por eso la recompensa es aún mayor.

Quiero agradecer en primer lugar a mi profesor y tutor **Xavi Sánchez**, por haber sido mi guía y mi apoyo durante este período. Agradecer también a **Iolanda Navalón**, por compartir su amabilidad y sabiduría conmigo, y a **Conxita Martínez**, por iniciarme en el mundo de la cardiología con mucha pasión, y por su gran corazón.

Quiero dar las gracias a **Albert**, por ser mi fuente de inspiración, por aguantarme y por escucharme estos meses. A toda mi gran **familia**, a **Laia** y a **Ane**, mi sincero agradecimiento por apoyarme y ayudarme durante toda la etapa de mi vida universitaria, que ya llega a su final.



ÍNDICE DE ABREVIATURAS

| | |
|--|---|
| IGL: Irene García Luque | LC: cúspide coronaria izquierda |
| AI: atrio izquierdo | NC: cúspide no coronaria |
| AAI y LAE: aumento de tamaño de atrio izquierdo | CT: cuerdas tendinosas |
| kVp: kilovoltaje máximo | PM: músculos papilares |
| mAs: miliamperios por segundo | RPA: arteria pulmonar derecha |
| mA: miliamperios | LPA: arteria pulmonar izquierda |
| MHz: megahercios | LAA: apéndice atrial izquierdo |
| cm: centímetros | RAA: apéndice atrial derecho |
| LL: laterolateral | IAS: septo interatrial |
| VD: ventrodorsal | IVS: septo interventricular |
| DV: dorsoventral | PML: valva posterior de la VM |
| C6-C7: vértebras cervicales 6 y 7 | AML: valva anterior de la VM |
| T1-T13: vértebras torácicas de la 1 a la 13 | LVOT: tracto de salida del VI |
| K1-K13: costillas de la 1 a la 13 | RVOT: tracto de salida del VD |
| VHS: <i>vertebral heart scale</i> | RVW: pared ventricular derecha |
| v: unidades vertebrales | LVW: pared ventricular izquierda |
| RLAD: <i>radiographic left atrial dimensión</i> | PVW: pared posterior del VI |
| VLAS: <i>vertebral left atrial size</i> | P: pericardio |
| 2-D: dos dimensiones | S: sístole |
| RPS: proyección paraesternal derecha | D: diástole |
| LPS: proyección paraesternal izquierda | PW: onda pulsada |
| LAp: posición apical izquierda | CW: onda continua |
| Sx: eje corto | PS: pico sistólico |
| Lx: eje largo | DI: movimiento diastólico inicial |
| AI y LA: atrio izquierdo | DF: movimiento diastólico final |
| AD y RA: atrio derecho | a: arteria |
| VI y LV: ventrículo izquierdo | v: vena |
| VD y RV: ventrículo derecho | PSS: derivación portosistémica |
| VM y MV: válvula mitral | EDVM: enfermedad degenerativa de la válvula mitral |
| VT y TV: válvula tricúspide | IC: insuficiencia cardíaca |
| VA y AV: válvula aórtica | ICC: insuficiencia cardíaca congestiva |
| VP y PV: válvula pulmonar | ACVIM: <i>American College of Veterinary Internal Medicine</i> |
| Ao: aorta | NYHA: <i>New York Heart Association</i> |
| TP y PT: tronco pulmonar | ISACHC: <i>International Small Animal Cardiac Health Council</i> |
| VCCr: vena cava craneal | CAP: conducto arterioso persistente |
| VCCd: vena cava caudal | SAS: estenosis subaórtica |
| Ap: ápex cardíaco | VSD: defecto del septo ventricular |
| Bs: base cardíaca | ROC: <i>Receiver Operating Characteristic</i> |
| Cr: craneal | AUC: área bajo la curva |
| Ca: caudal | r: correlación de Pearson |
| RC: cúspide coronaria derecha | |



RESUMEN

La insuficiencia de la válvula mitral constituye más del 75% de todas las enfermedades cardíacas en perros, y el principal signo radiológico de esta patología es el aumento de tamaño de atrio izquierdo (AAI) (Thrall, 2018).

Estudio 1

En el presente trabajo, se utilizaron casos clínicos retrospectivos donde se compararon las medidas radiográficas VHS, RLAD y VLAS para la detección de AAI en una radiografía, correlacionándolas con la medida ecocardiográfica Ratio LA/Ao. Para ello, se utilizaron 35 pacientes sin anomalías y 24 casos con AAI, con radiografía lateral de tórax, donde se midió el VHS, RLAD y VLAS, y su correspondiente valor de la medida ecocardiográfica Ratio LA/Ao. Se concretó el valor de corte óptimo de las variables para detectar AAI utilizando la curva ROC (Característica Operativa del Receptor), y se describieron los valores de sensibilidad, especificidad y área bajo la curva. También se estimó la correlación de las medidas radiográficas con la Ratio LA/Ao.

Se observó un ajuste medio-alto entre VHS, RLAD y VLAS y la Ratio LA/Ao ($r = 0,77, 0,65$ y $0,68$, respectivamente). La especificidad de las tres medidas fue la misma (91%) y la sensibilidad también fue similar (75%, 71% y 67%, respectivamente). Los valores de corte óptimo fueron, 11,1v para VHS, 2v para RLAD y 2,2v para VLAS.

Se concluyó que las tres medidas radiográficas tienen una sensibilidad parecida para detectar AAI en los pacientes.

Estudio 2

El objetivo era comparar la variabilidad de las distintas metodologías para calcular el VHS y estudiar su efecto en el cálculo de la RLAD, ya que esta depende directamente del VHS. Para ello, se utilizaron 11 pacientes sin anomalías y 16 casos clínicos con cardiomegalia, con radiografía lateral de tórax, donde se realizaron las cuatro variaciones del VHS y las del RLAD. Se estimó la correlación y se realizó un T-test entre las variaciones de VHS y RLAD, donde únicamente hubo diferencias significativas entre las variaciones de RLAD, pero no de VHS.

Se concluyó que todas las variaciones del VHS son reemplazables, pero ninguna de las tres variaciones de la RLAD representa la original.



RESUM

La insuficiència de la vàlvula mitral constitueix més del 75% de totes les malalties cardíaques en gossos, i el principal signe radiològic d'aquesta patologia és l'augment de mida d l'atri esquerre (AAI) (Thrall, 2018).

Estudi 1

En el present treball, es van utilitzar casos clínics retrospectius on es van comparar les mesures radiogràfiques VHS, RLAD i VLAS per a la detecció d'AAI en una radiografia, correlacionant-les amb la mesura ecocardiogràfica Ratio LA/Ao. Per a això, es van utilitzar 35 pacients sense anomalies i 24 casos amb AAI, amb radiografia lateral de tòrax, on es va mesurar el VHS, RLAD i VLAS, i el seu corresponent valor de la mesura ecocardiogràfica Ratio LA/Ao. Es va concretar el valor de tall òptim de les variables per detectar AAI utilitzant la corba ROC (Característica Operativa del Receptor), i es van descriure els valors de sensibilitat, especificitat i àrea sota la corba. També es va estimar la correlació de les mesures radiogràfiques amb la Ratio LA/Ao.

Es va observar un ajust mitjà-alt entre VHS, RLDA i VLAS i la Ratio LA/Ao ($r=0,77$, $0,65$ i $0,68$, respectivament). L'especificitat de totes tres mesures va ser la mateixa (91%) i la sensibilitat també va ser semblant (75%, 71% i 67%, respectivament). Els valors de tall òptim són, 11,1v per el VHS, 2v per la RLAD i 2,2v per el VLAS.

Com a conclusió de l'estudi, les tres mesures radiogràfiques detecten amb una sensibilitat semblant els pacients amb AAI.

Estudi 2

L'objectiu era comparar la variabilitat de les diferents metodologies per calcular el VHS i estudiar el seu efecte en el càlcul de la RLAD, ja que aquesta depèn directament de l'VHS. Per a això, es van utilitzar 11 pacients sense anomalies i 16 casos clínics amb cardiomegàlia, amb radiografia lateral de tòrax, on es van realitzar les quatre variacions del VHS i les de la RLAD. Es va estimar la correlació i es va realitzar un T-test entre les variacions de VHS i RLAD, on únicament hi va haver diferències significatives entre les variacions de RLAD, però no de VHS.

Es va concloure que totes les variacions del VHS són reemplaçables, però cap de les tres variacions de la RLAD representen l'original.



ABSTRACT

Mitral valve regurgitation accounts for more than 75% of all cardiac diseases in dogs, and the main radiological sign of this condition is left atrial enlargement (LAE) (Thrall, 2018).

Study 1

In this work, retrospective clinical cases were used to compare the VHS, RLAD and VLAS radiographic measurements for the detection of LAE radiographically, correlating them with the echocardiographic measurement LA/Ao. For this, 35 patients without abnormalities and 24 cases with LAE were used, with lateral thoracic radiographs, where VHS, RLAD and VLAS were measured, and their corresponding value of the echocardiographic measurement LA/Ao. The optimal cut-off value of the variables, to detect LAE, was specified using the ROC (Receiver Operating Characteristic) curve, and the sensitivity, specificity and area under the curve were described. The correlation of radiographic measurements with the LA/Ao was also estimated.

A medium-high adjustment was observed between VHS, RLAD and VLAS and the LA/Ao ($r = 0.77, 0.65$ and 0.68 , respectively). The specificity of the three measures was the same (91%) and the sensitivity was also similar (75%, 71% and 67%, respectively). The optimal cutoff values were 11.1v for VHS, 2v for RLAD and 2.2v for VLAS.

It was concluded that the three radiographic measurements have a similar sensitivity to detect LAE in patients.

Study 2

The objective was to compare the variability of the different methodologies to calculate VHS and study their effect on the calculation of RLAD, since it depends directly on VHS. For this, 11 patients without abnormalities and 16 clinical cases with cardiomegaly were used, with lateral thoracic radiographs, where the four variations of the VHS and RLAD were performed. The correlation was estimated and a T-test was performed between the variations of VHS and RLAD, where there were significant differences between the variations of RLAD, but not of VHS.

It was concluded that all the VHS variations are replaceable, but none of the three RLAD variations represents the original.



ÍNDICE DE CONTENIDOS

| | |
|---|-----------|
| 1. Introducción..... | 1 |
| 1.1. Anatomía cardíaca canina | 1 |
| 1.2. Radiografía torácica en perros | 2 |
| 1. Aumento de tamaño del atrio izquierdo..... | 7 |
| 2. Criterio radiográfico para valorar el aumento de tamaño de la silueta cardíaca: VHS. | 9 |
| 3. Criterios radiográficos para valorar el aumento de tamaño del atrio izquierdo | 10 |
| RLAD | 10 |
| VLAS..... | 11 |
| 1.3. Ecocardiografía en perros | 11 |
| 1. Sondas de ultrasonido..... | 12 |
| 2. Preparación del paciente | 13 |
| 3. Técnicas ecocardiográficas..... | 14 |
| Ecografía bidimensional | 14 |
| Modo M (Movimiento)..... | 20 |
| Ecocardiografía Doppler..... | 21 |
| 4. Ratio LA/Ao | 24 |
| 1.4. Principales patologías cardíacas que provocan un aumento de atrio izquierdo | 25 |
| 1. Enfermedad degenerativa de la válvula mitral (EDVM)..... | 25 |
| Criterios generales de clasificación según ACVIM y su diagnóstico..... | 29 |
| 2. Cardiomiopatía dilatada canina | 30 |
| 3. Cardiopatías congénitas más frecuentes | 32 |
| Conducto arterioso persistente | 32 |
| Estenosis aórtica..... | 34 |
| Defecto del septo ventricular..... | 36 |
| 2. Objetivos | 38 |



| | |
|---|-----------|
| 3. Material y métodos | 39 |
| 3.1. Animales | 39 |
| 3.2. Medidas radiográficas | 39 |
| VHS | 40 |
| RLAD | 40 |
| VLAS | 41 |
| 3.3. Medidas ecocardiográficas | 42 |
| Ratio LA/Ao | 42 |
| 3.4. Creación de la base de datos y análisis estadístico | 43 |
| 4. Resultados – Estudio 1 | 44 |
| 4.1. Utilidad del VHS, RLAD y VLAS para la detección de AAI | 44 |
| 4.2. Estudio descriptivo de las variables | 44 |
| Curva ROC de las variables | 45 |
| 4.3. Correlación entre las variables | 48 |
| 5. Resultados – Estudio 2 | 50 |
| 5.1. Comparación de las variaciones de VHS | 50 |
| Correlación entre las variaciones de VHS | 50 |
| T-test entre las variaciones de VHS | 52 |
| 5.2. Efecto de las variaciones del VHS en el cálculo de la RLAD | 53 |
| Correlaciones entre las variaciones de RLAD | 53 |
| T-test entre las variaciones de RLAD | 55 |
| 6. Discusión | 56 |
| 6.1. Comparación entre VHS, RLAD y VLAS | 56 |
| Artículos relacionados con VHS, RLAD y VLAS | 57 |
| 6.2. Variaciones del VHS y RLAD | 58 |
| 6.3. Limitaciones del estudio | 60 |
| 7. Conclusiones | 61 |
| 8. Bibliografía | 62 |



1. Introducción

Es importante tener claras las estructuras anatómicas cardíacas y los conocimientos básicos sobre radiología y ecocardiografía para detectar cardiomegalia y aumento de tamaño de atrio izquierdo (AAI), ya que son signos muy comunes de enfermedad cardíaca. En este apartado se presentan las estructuras más importantes a la hora de tener en cuenta para el estudio radiográfico del tórax y ecocardiográfico.

1.1. Anatomía cardíaca canina

Se diferencia la **circulación mayor o sistémica**, que irriga la gran mayoría de los órganos del cuerpo, y la **circulación menor o pulmonar**, en la que se realiza el intercambio de gases en los pulmones. Ambas se entrecruzan en el órgano central, el **corazón**. Es un órgano hueco de **cuatro cámaras**, recubierto por una cavidad cerrada por el **pericardio**, y se localiza en el **mediastino** medio ventral de la cavidad torácica. Alrededor del 60% de los perros tienen el corazón ubicado entre la **tercera y la séptima costilla**, a la **izquierda** del plano medio (Konig & Liebiech, 2011). El eje cardíaco está inclinado, de manera que la **base** se sitúa en posición **craneodorsal**, a la altura de la mitad del tórax, y el **ápex** en posición **caudoventral** (**Figura 1**).

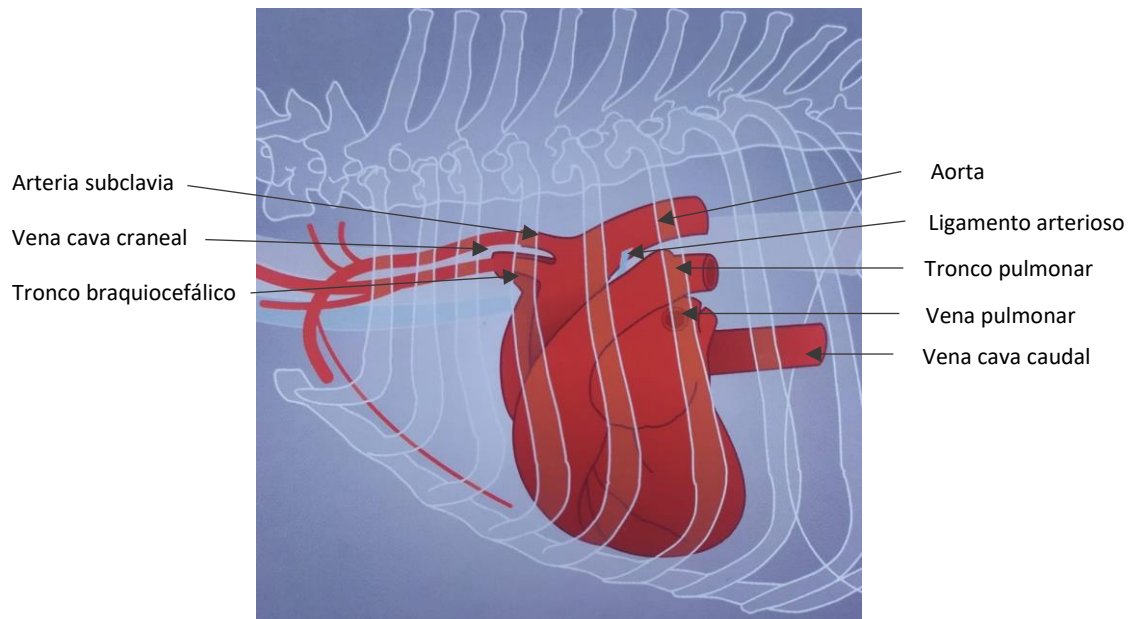


Figura 1 Representación esquemática de la posición del corazón y de las arterias en la base del corazón del perro, en vista lateral izquierda; (Gómez Ochoa & Sosa Samper, 2014).

El corazón está dividido en cuatro cámaras (**Figura 2**). Las dos cámaras izquierdas forman la mitad arterial, y las dos cámaras derechas forman la venosa. La cámara previa de ambas mitades, situada en la base del corazón, se denomina **atrio**, y la cámara posterior, la principal,



se denomina **ventrículo**. En el atrio derecho desembocan las venas cava craneal y caudal y las venas cardíacas. El atrio izquierdo recibe sangre oxigenada de las venas pulmonares. El ventrículo derecho se sitúa cranealmente al ventrículo izquierdo, aunque sin alcanzar el ápex del corazón. Bombea sangre venosa, procedente del atrio derecho, hacia el tronco pulmonar y los pulmones. El ventrículo izquierdo se extiende hasta el ápex del corazón. Bombea sangre procedente del atrio izquierdo hacia la arteria aorta.

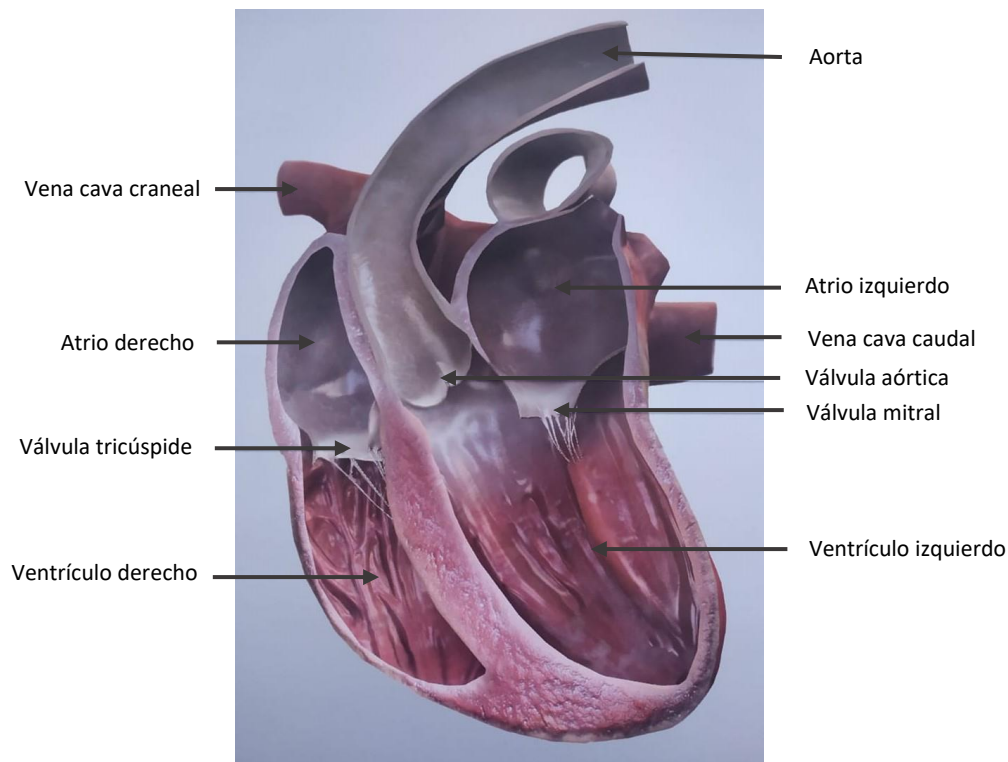


Figura 2 Esquema ilustrativo de la sección longitudinal del corazón, donde se puede observar las cuatro cámaras y los vasos principales; (Gómez Ochoa & Sosa Samper, 2014).

La válvula que separa las dos cámaras cardíacas izquierdas se llama **válvula mitral**, mientras que la **válvula tricúspide** separa las dos cámaras cardíacas derechas. La **válvula pulmonar** se encuentra entre el ventrículo derecho y el tronco pulmonar, y la **válvula aórtica** separa el ventrículo izquierdo y la arteria aorta.

1.2. Radiografía torácica en perros

La radiografía del sistema cardiovascular está indicada para estadificar a un paciente con sospecha de enfermedad cardíaca, decidir sobre la terapia cardíaca y monitorear la respuesta a la terapia o la progresión de la enfermedad cardíaca. Desafortunadamente, las radiografías no son muy precisas para evaluar la función cardiovascular o la morfología debido al amplio rango de apariencia cardíaca normal en los perros, el efecto del posicionamiento radiográfico



sobre la apariencia de la silueta cardíaca, y el hecho de que muchos cambios fisiológicos no son acompañado de cambios morfológicos (Thrall, 2018).

Las principales ventajas que tiene son la sencillez de la técnica, el bajo coste del equipo en comparación con otras técnicas de diagnóstico por imagen como la tomografía computarizada (TC) o la resonancia magnética (RM), y que no requiere anestesia general. Sin embargo, se puede decir que el principal inconveniente es la radiación hacia el paciente y hacia los veterinarios que estén presentes en la habitación. Se deben seguir los principios de protección adecuados (Thrall, 2018) y se deben realizar controles de calidad y medir los niveles de radiación de la instalación mínimo una vez al año.

Una técnica de bajo kilovoltaje y alto miliamperaje produce una radiografía que muestra un alto grado de contraste, mientras que utilizar alto kilovoltaje y bajo miliamperaje produce una radiografía de bajo contraste pero con una amplia escala de tonos (Kealy et al., 2011). Desde un punto de vista técnico, la exposición radiográfica **torácica** debe obtenerse utilizando una técnica de **alto kilovoltaje** (80-120 kVp) y **bajos miliamperios por segundo** (1–5 mAs) (Mauragis & Berry, 2011). Esta combinación dará lugar a una gran escala de contraste, con muchos tonos de gris. Esto es importante en el tórax debido al alto contraste creado por el gran volumen de aire dentro del pulmón (Thrall, 2018). Si se utiliza un sistema digital, los factores de exposición son menos críticos debido a la resolución de contraste mejorada de los sistemas de imágenes digitales y la capacidad de ajustar la oscuridad y el contraste de la imagen después de que se adquiere. Además, para pacientes con un grosor mayor de 10 cm, se debe utilizar una rejilla para eliminar los rayos X dispersos del haz (Thrall, 2018).

El tiempo de exposición es crítico cuando se radiografía el tórax. El movimiento respiratorio puede inducir borrosidad. Para minimizar los efectos del movimiento, se debe realizar cuando el animal esté en **fase inspiratoria** y con el menor tiempo de exposición posible (Kealy et al., 2011).

Para una buena valoración sistemática de la radiografía de tórax, hay que seguir diferentes pasos (Anson & Millan, 2013):

1. Realizar al menos dos vistas que formen un ángulo recto entre sí (vistas ortogonales), para demostrar el objeto en una representación tridimensional (Kealy et al., 2011). Por lo general, se utiliza proyección laterolateral derecha (**Figura 3, 4 y 5**) o izquierda, y dorsoventral o ventrodorsal (**Figura 6 y 7**). No hay duda de que, si no se obtienen las vistas laterales derecha e izquierda de forma rutinaria, además de una proyección VD o DV, se perderán algunos diagnósticos. Es importante que se incluya toda la cavidad torácica en la imagen.



2. Considerar los cambios radiográficos ligados a la raza y tamaño del perro, a su edad, a la fase respiratoria y a su posición.
3. Examinar detenidamente:
 - a. Tejidos blandos extratorácicos.
 - b. Caja torácica y diafragma.
 - c. Espacio mediastínico y pleural.
 - d. Corazón y grandes vasos.
 - e. Tráquea y pulmones.
4. Valorar los signos radiográficos conjuntamente y establecer la relación de posibles diagnósticos, teniendo en cuenta el historial y los signos clínicos del paciente.
5. Imprescindible tener en cuenta el posicionamiento, la técnica de exposición, y otros factores como el movimiento, las distancias del objeto a la película, la presencia de artefactos (pelo mojado o sucio, collarines, chip identificativo) y la superposición de estructuras torácicas (Kealy et al., 2011). Cualquier problema comentado puede dar resultado en una radiografía de mala calidad.



Figura 3 Posicionamiento del perro para obtener radiografía torácica lateral derecha, proyección laterolateral derecha de tórax, el paciente se encuentra en decúbito lateral derecho; (Unzueta Galarza & Sever Bermejo, 2009).

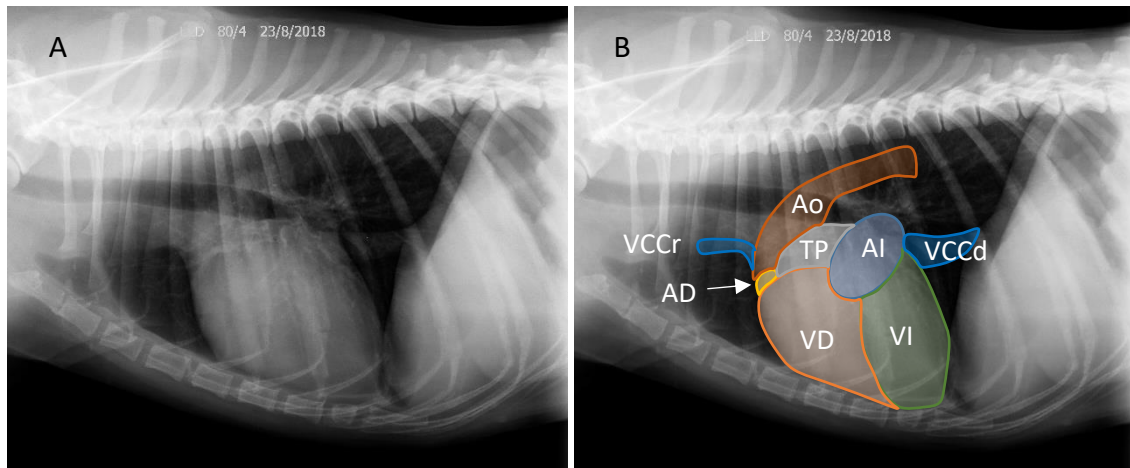


Figura 4 (A) Radiografía laterolateral de tórax de un paciente canino; (Hospital Veterinari ARS, 2019). (B) Radiografía esquemática de las partes anatómicas más importantes del corazón y de los vasos principales. (AI) Atrio izquierdo. (AD) Aurícula derecha. (VI) Ventrículo izquierdo. (VD) Ventrículo derecho. (Ao) Aorta. (TP) Tronco pulmonar. (VCCr) Vena cava craneal. (VCCd) Vena cava caudal.

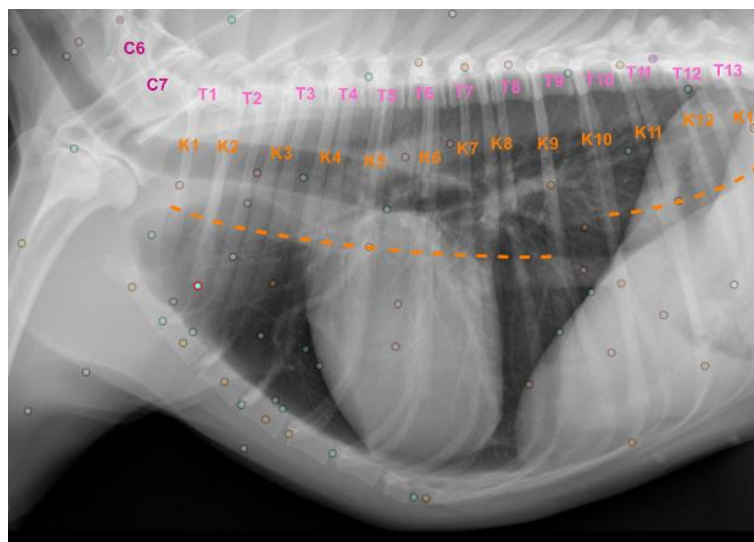


Figura 5 Radiografía laterolateral derecha del tórax de un Pastor Alemán de 3 años, indicadas las vértebras cervicales 6 y 7 (C6, C7), las torácicas de la 1 a la 13 (T1-T13), y las costillas de la 1 a la 13 (K1-K13); (Micheau, 2008).



Figura 6 Posicionamiento del perro para obtener radiografía torácica ventrodorsal, proyección ventrodorsal de tórax, el paciente se encuentra en decúbito supino; (Unzueta Galarza & Sever Bermejo, 2009).

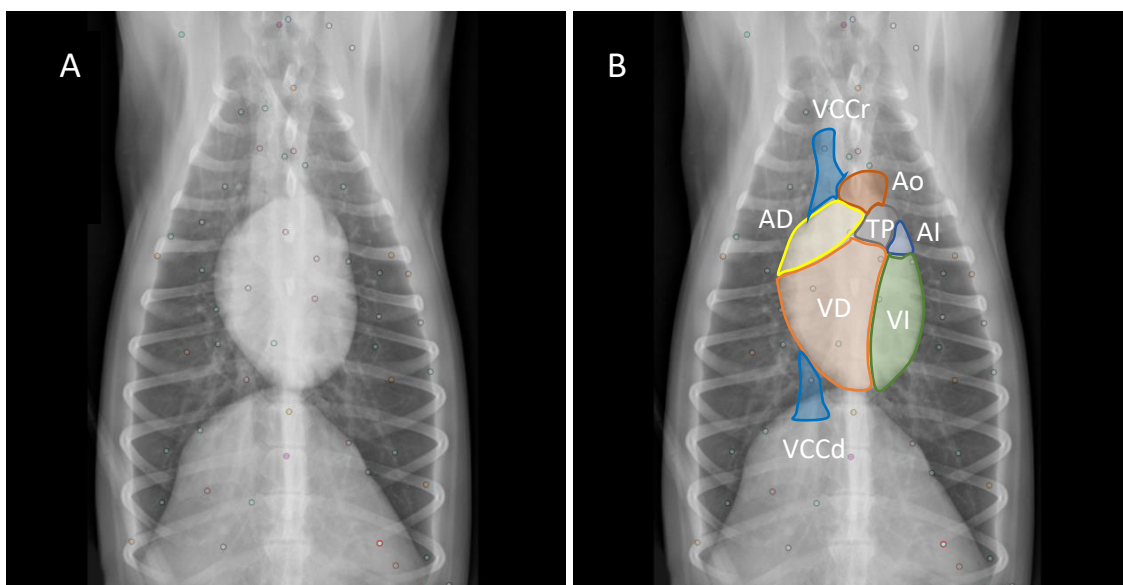


Figura 7 **(A)** Radiografía dorsoventral de tórax de un Pastor Alemán de 3 años; (Micheau, 2008). **(B)** Radiografía dorsoventral de tórax indicando las partes anatómicas del corazón y los vasos sanguíneos principales; (Micheau, 2008). (AD) Atrio derecho. (AI) Aurícula izquierda. (VD) Ventrículo derecho. (VI) Ventrículo izquierdo. (Ao) Aorta. (TP) Tronco pulmonar. (VCCr) Vena cava craneal. (VCCd). Vena cava caudal.

1. Aumento de tamaño del atrio izquierdo

El aumento de tamaño del atrio izquierdo es el agrandamiento cardíaco más frecuente en el perro debido a la alta prevalencia de enfermedad degenerativa de la válvula mitral. Además de dicha enfermedad, la dilatación del atrio izquierdo puede ocurrir por sobrecirculación pulmonar de izquierda a derecha que causa sobrecarga de volumen, pero esto es menos común (Thrall, 2018).

En la vista lateral, la dilatación del atrio izquierdo en el perro provoca un cambio en la forma de la cara dorsocaudal de la silueta cardíaca. En lugar de curvarse normalmente hacia la bifurcación traqueal (dorsocraneal), el borde cardíaco dorsocaudal tiende a curvarse más en una dirección dorsocaudal (**Figura 8**), con enderezamiento o formación de una ligera concavidad en el margen caudal del corazón. Este cambio de forma se ha denominado **pérdida de la cintura cardíaca caudal**. En la mayoría de casos, la dilatación del atrio izquierdo también provoca un desplazamiento dorsal de la bifurcación traqueal (**Figura 9**). En la vista VD o DV, un atrio izquierdo dilatado también puede dar lugar a una zona de mayor opacidad superpuesta sobre la silueta cardíaca (**Figura 10**) (Thrall, 2018).

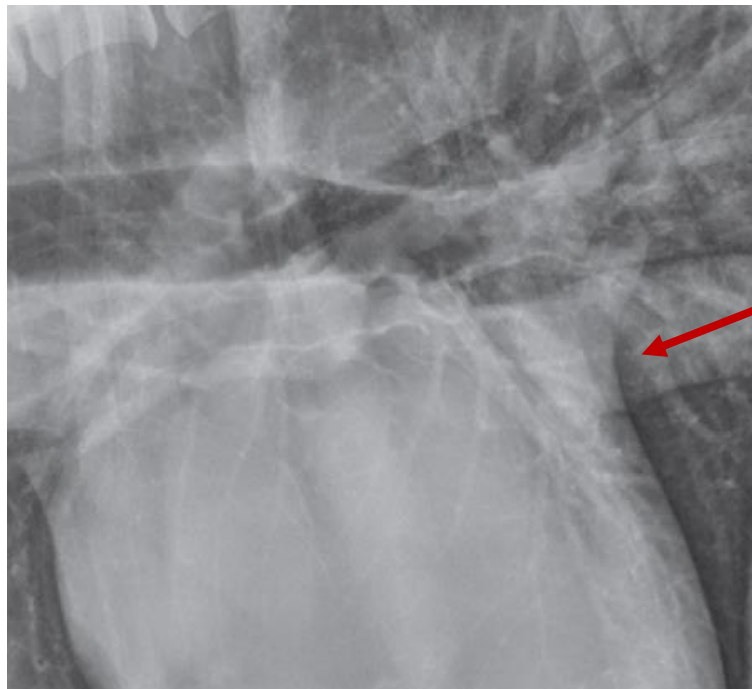


Figura 8 Radiografía lateral de tórax de un perro con dilatación de atrio izquierdo. El aumento de tamaño del atrio izquierdo crea un cambio de forma cóncava en el margen dorsocaudal de la silueta cardíaca (flecha roja); (Thrall, 2018).

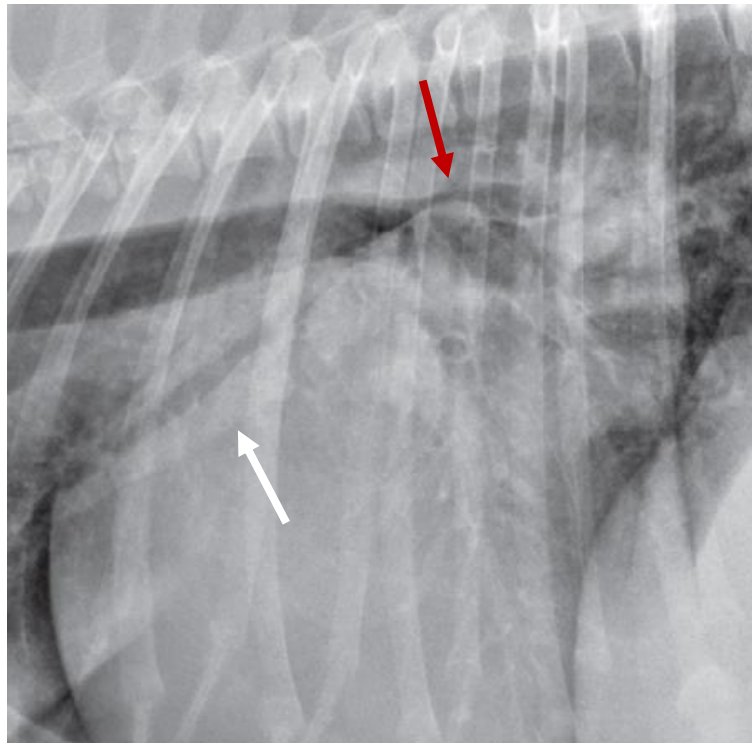


Figura 9 Radiografía lateral de tórax de un perro con dilatación del atrio izquierdo. Hay desplazamiento dorsal de la tráquea y estrechamiento del bronquio principal izquierdo (flecha roja). La vena pulmonar del lóbulo craneal izquierdo también está distendida (flecha blanca) en comparación con la arteria correspondiente, lo que es compatible con hipertensión venosa pulmonar secundaria a insuficiencia mitral; (Thrall, 2018).

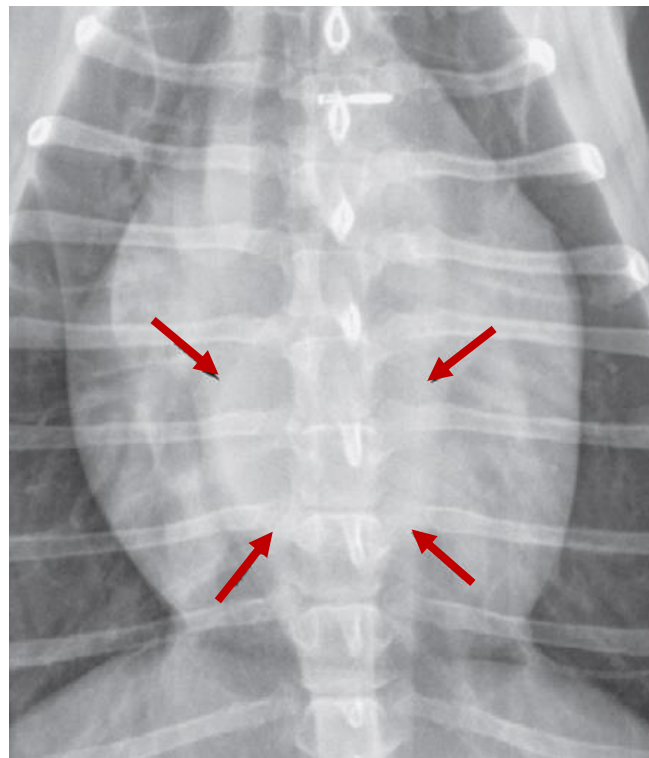


Figura 10 Radiografía dorsoventral de tórax de un perro con dilatación del atrio izquierdo. El atrio izquierdo dilatado aparece como una zona de aumento de la opacidad caudal a la bifurcación traqueal (flechas rojas); (Thrall, 2018).

2. Criterio radiográfico para valorar el aumento de tamaño de la silueta cardíaca: VHS

A pesar de las variaciones normales entre razas, es necesario un punto de partida para la evaluación radiográfica. Aunque la evaluación cualitativa de la silueta cardíaca es el método preferido, se diseñó un método cuantitativo de medición cardíaca, llamado *Vertebral Heart Scale* (VHS) (Thrall, 2018). El VHS calcula el tamaño de la silueta cardíaca de manera objetiva.

Para el cálculo del VHS, se traza el eje cardíaco mayor (**Figura 11**, línea azul) partiendo del límite ventral de la carina hasta el punto más distante del ápex cardíaco. Perpendicular a este, se traza el eje cardíaco menor (**Figura 11**, línea amarilla) desde el límite dorsal de la vena cava caudal (Buchanan, 2000) hasta el otro extremo de la silueta cardíaca. Ambos ejes se trasponen al inicio del cuerpo vertebral de la cuarta vértebra torácica (**Figura 5 T4**), paralelos a la columna vertebral. Se suma el número de unidades vertebrales (v) que ocupa cada eje para obtener el valor del VHS. El rango de normalidad del VHS es de $9,7 \pm 0,5$ (Buchanan & Bucheler, 1995).

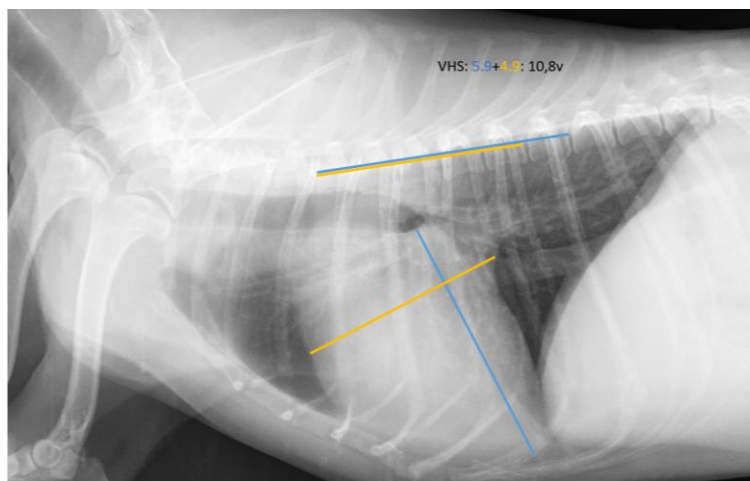


Figura 11 Representación del VHS en un paciente canino. El valor de VHS para este paciente es de 10,8v, así que se diagnosticaría cardiomegalia; (Hospital Veterinari ARS, 2019).

Existe **variabilidad** para el trazado del eje corto en la obtención del VHS según los diferentes autores:

- En el caso de **Buchanan y Bucheler**, en **1995**, describieron que el eje corto debe trazarse en la zona de **máxima amplitud cardíaca** (Buchanan & Bucheler, 1995).
- Sin embargo, cinco años después (**2000**), **Buchanan** utilizó el **límite dorsal** de la vena cava caudal como punto de partida el eje menor (Buchanan, 2000) en perros con incremento del atrio izquierdo.



- Otros autores como **P.F. Lord y K. Hansson**, en **2011**, utilizan el **punto medio de la altura de la vena cava caudal** para trazar el eje corto, en un estudio referente al Cavalier King Charles Spaniel (Lord et al., 2011).
- Por último, **Hernández-López y Machen** en **2012**, describen la obtención del VHS trazando el eje corto a partir del **límite ventral** de la vena cava caudal (Hernández López & Machen, 2012).

Existe **variabilidad** también del rango de valores normales según las razas de perros y los autores que lo estudiaron:

- **Buchanan y Bucheler**, en **1995**, describieron que el rango de normalidad del VHS era de $9,7 \text{ v} \pm 0,5$ (Buchanan & Bucheler, 1995).
- En el estudio realizado por **C. R. Lamb** en **2001** sobre la variabilidad entre razas, los valores estuvieron entre $9.7 \text{ v} \pm 0.5$ (pastor alemán y Yorkshire terrier) y $11.6 \text{ v} \pm 0.8$ (Boxer) (Lamb et al., 2001). El *Cavalier King Charles Spaniel* obtuvo un valor VHS normal de $10.6 \text{ v} \pm 0.6$ (Lamb et al., 2001) mientras que en el estudio realizado por **Hansson** en **2004** fue de $10.8 \text{ v} \pm 0.5$ (Hansson, 2004).

3. Criterios radiográficos para valorar el aumento de tamaño del atrio izquierdo

En casos de aumento de tamaño de atrio izquierdo, se describirán a continuación dos criterios radiográficos para su medición: RLAD y VLAS. El VHS es útil para detectar aumento de tamaño de la silueta cardíaca sin especificar la cámara o las cámaras que están aumentadas, mientras que RLAD y VLAS son específicos para medir el atrio izquierdo. Utilizar estas dos medidas radiográficas es aconsejable en patologías donde el principal signo radiográfico es este, como por ejemplo en enfermedad degenerativa de la válvula mitral, cardiomiopatía dilatada canina, y algunas cardiopatías congénitas como conducto arterioso persistente, estenosis aórtica y defectos del septo ventricular.

RLAD

RLAD (del inglés *radiographic left atrial dimension*) es una nueva medida radiográfica utilizada para detectar incrementos de tamaño de atrio izquierdo. Se traza la bisectriz del ángulo recto que se forma entre el eje largo y corto del VHS (Buchanan, 2000) hasta el límite dorsal del atrio izquierdo y se traspone de forma paralela a la columna vertebral a partir de la cuarta vértebra torácica, para medir las unidades vertebrales que ocupa (**Figura 12**, línea verde). El valor óptimo para esta medida es de $1,8 \text{ v}$ (Xavier Sánchez Salguero et al., 2018).

VLAS

VLAS (del inglés *vertebral left atrial size*) es otro método cuantitativo para estimar radiográficamente el tamaño del atrio izquierdo. Para ello, se traza una línea desde el centro del límite más ventral de la carina hasta el límite más caudal del atrio izquierdo, donde se cruza con el borde dorsal de la vena cava caudal (Kathryn L. Phillips et al., 2018). Se traspone de forma paralela a la columna vertebral a partir de la cuarta vértebra torácica y se mide las unidades vertebrales que ocupa (**Figura 12**, línea naranja). Se considera aumento de tamaño del atrio izquierdo si supera las 2,3 v.

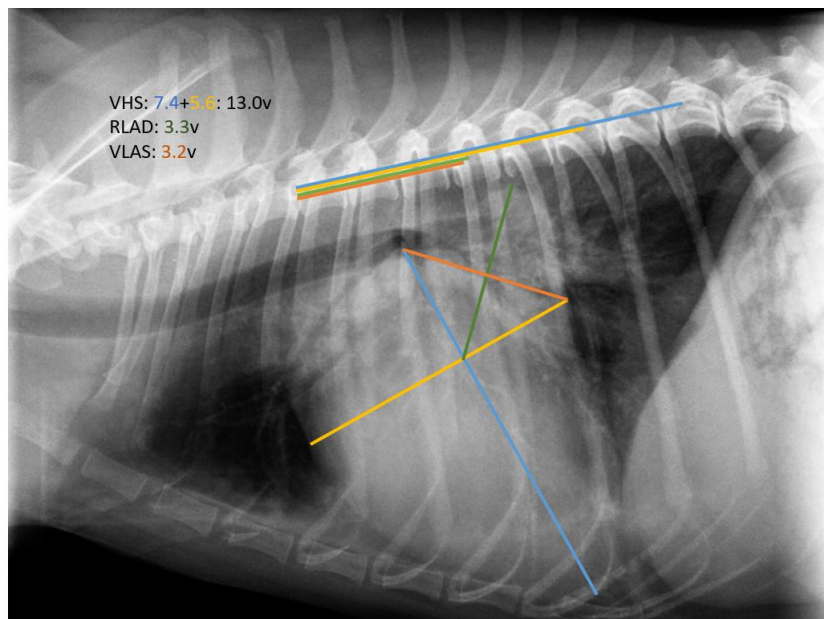


Figura 12 Representación de la RLAD (línea verde) y del VLAS (línea naranja). RLAD mide 3,3 v y VLAS 3,2v, así que se detecta un aumento de tamaño del atrio izquierdo; (Hospital Veterinari ARS, 2019).

1.3. Ecocardiografía en perros

La ecografía, o imagen por ultrasonido, es un método para obtener imágenes del interior del cuerpo mediante el uso de frecuencias de ultrasonido (Penninck & D'Anjou, 2015). La onda de ultrasonido viaja por los tejidos generando varias ondas de retorno (ecos) que, al llegar a la sonda, hacen que los cristales piezoeléctricos vuelvan a vibrar, produciendo una nueva corriente eléctrica que viaja a la computadora del sistema y proporciona información sobre cada una de las ondas reflejadas (Penninck & D'Anjou, 2015). El conjunto de todas las ondas reflejadas crea la imagen de ultrasonido.

La ecocardiografía debe utilizarse como un complemento de la radiografía, no como una alternativa (Kealy et al., 2011). Si existe alguna sospecha de una anomalía cardíaca, debido a la



aparición radiográfica o la información clínica o histórica, entonces está indicada la ecocardiografía (Thrall, 2018).

Puede haber varias interacciones entre las ondas de ultrasonido y los tejidos y materiales que afectan a la imagen (Penninck & D'Anjou, 2015):

- Cuando se penetra en la grasa, da como resultado una difusión acústica, o dispersión, reduciendo la intensidad del pulso inicial. Este tipo de interacción también explica la ecotextura, es decir, el granulado del parénquima que varía entre los órganos.
- La interacción con una interfaz suave que es perpendicular al eje del haz, como la cápsula renal, provoca una reflexión especular, que produce ecos intensos en la dirección opuesta al pulso inicial.
- Algunos materiales como el mineral absorben un componente significativo de la energía del pulso inicial que se vuelve demasiado débil para generar ecos en tejidos más profundos. La absorción de ultrasonido puede causar una sombra.
- Las ondas de ultrasonido pueden cambiar de dirección debido a la refracción.

1. Sonatas de ultrasonido

Las sondas de ultrasonido varían en su configuración en función de las necesidades específicas. La sonda macroconvexa (**Figura 13, A**) ofrece frecuencias más bajas (3 a 8 MHz), y es la más adecuada para el abdomen de perros grandes. La sonda microconvexa (**Figura 13, B**) es de mayor frecuencia y menor huella, así que se prefiere para el abdomen de pacientes pequeños y cuando solo se dispone de una pequeña ventana acústica. Una sonda lineal de alta frecuencia (10-18 MHz) (**Figura 13, C**) es más útil para evaluar estructuras superficiales en una superficie relativamente ancha y plana. Un **transductor de matriz en fase** (**Figura 13, D**) ofrece una pequeña huella plana y es ideal para **ecocardiografía**. La limitación de la pequeña ventana acústica en ecocardiografía impone la necesidad de una pequeña huella de transductor.

Las pautas sugeridas para las frecuencias de los transductores incluyen 8 a 12 MHz para gatos y perros de tamaño similar, 4 a 8 MHz para perros en el rango de 5 a 40 kg y 2 a 4 MHz para perros grandes (> 40 kg) (Penninck & D'Anjou, 2015), aunque los planos de examen apical de cuatro y cinco cámaras a veces requieren cambiar a una sonda de frecuencia más baja que la utilizada para obtener planos paraesternales del corazón de un paciente (Boon, 2011).



Figura 13 Transductores de ultrasonidos: (A) sonda macroconvexa, (B) sonda microconvexa, (C) sonda lineal y (D) sonda sectorial; (Penninck & D'Anjou, 2015).

2. Preparación del paciente

El examen ecográfico de rutina de la cavidad torácica se limita principalmente al examen del corazón (ecocardiografía) (Kealy et al., 2011). Se deben encontrar ventanas acústicas que optimicen la visualización del corazón, y es importante que esté rasurada la zona donde se colocará el transductor, para minimizar los efectos del aire en la transmisión del sonido. Se debe rasurar los espacios intercostales derechos del 4º al 6º, y desde el 4º espacio intercostal hasta después de la última costilla del lado izquierdo (Boon, 2011).

La técnica preferida para la evaluación cardíaca es la obtención de imágenes del animal en posición **reclinada lateral** utilizando una mesa recortada o una plataforma recortada elevada sobre una mesa (**Figura 14**) (Kealy et al., 2011).

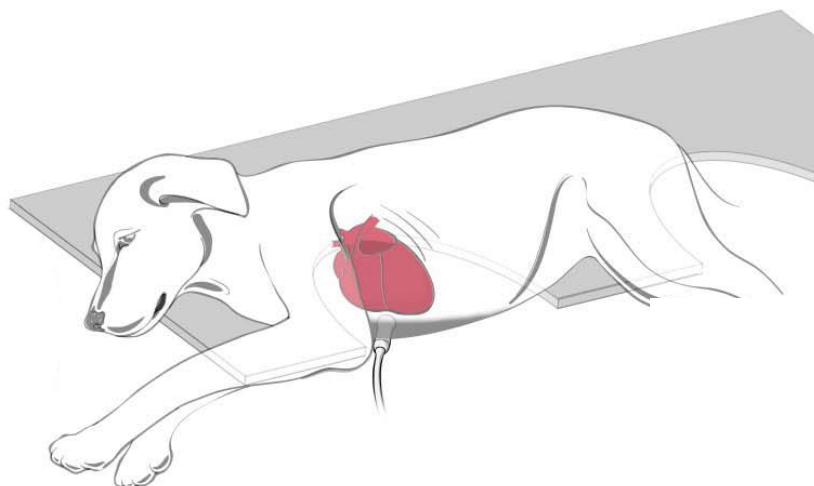


Figura 14 Posicionamiento adecuado del perro para realizar una buena técnica ecocardiográfica; (Penninck & D'Anjou, 2015).

El eje base-ápex del corazón (**Figura 15, A**) no suele coincidir con las direcciones dorsal y ventral del animal. Asimismo, el eje cráneo-caudal es perpendicular al eje base-ápex y tampoco coincide con precisión con las definiciones anatómicas (**Figura 15, B**) (Penninck & D'Anjou, 2015).

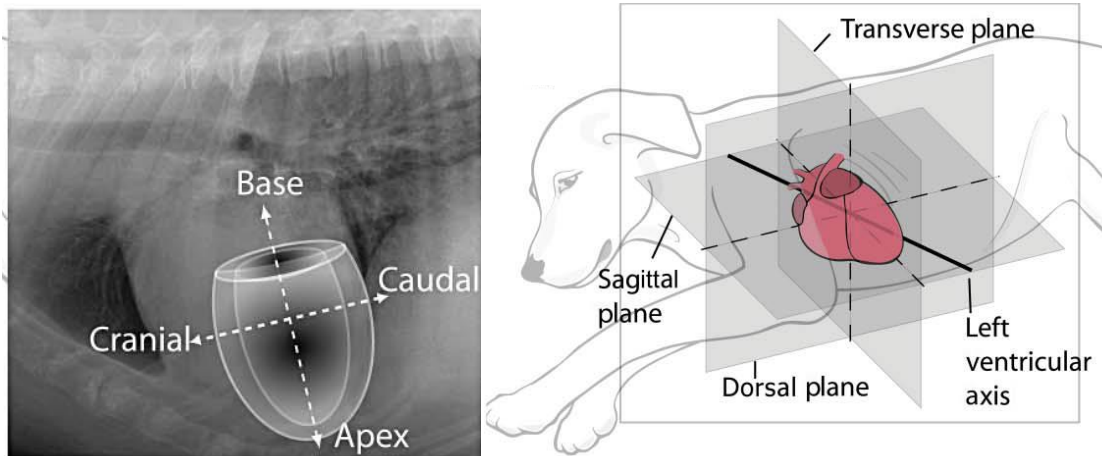


Figura 15 Ejes cardíacos (**A**) y planos del animal (**B**); (Penninck & D'Anjou, 2015).

3. Técnicas ecocardiográficas

El movimiento cardíaco y la enfermedad valvular pueden evaluarse mediante la modalidad bidimensional (2-D), modo M y Doppler (Kealy et al., 2011). Los planos de sección precisos y la orientación correcta del transductor son importantes para evitar conclusiones erróneas (Penninck & D'Anjou, 2015). A continuación, se hará un breve resumen.

Ecografía bidimensional

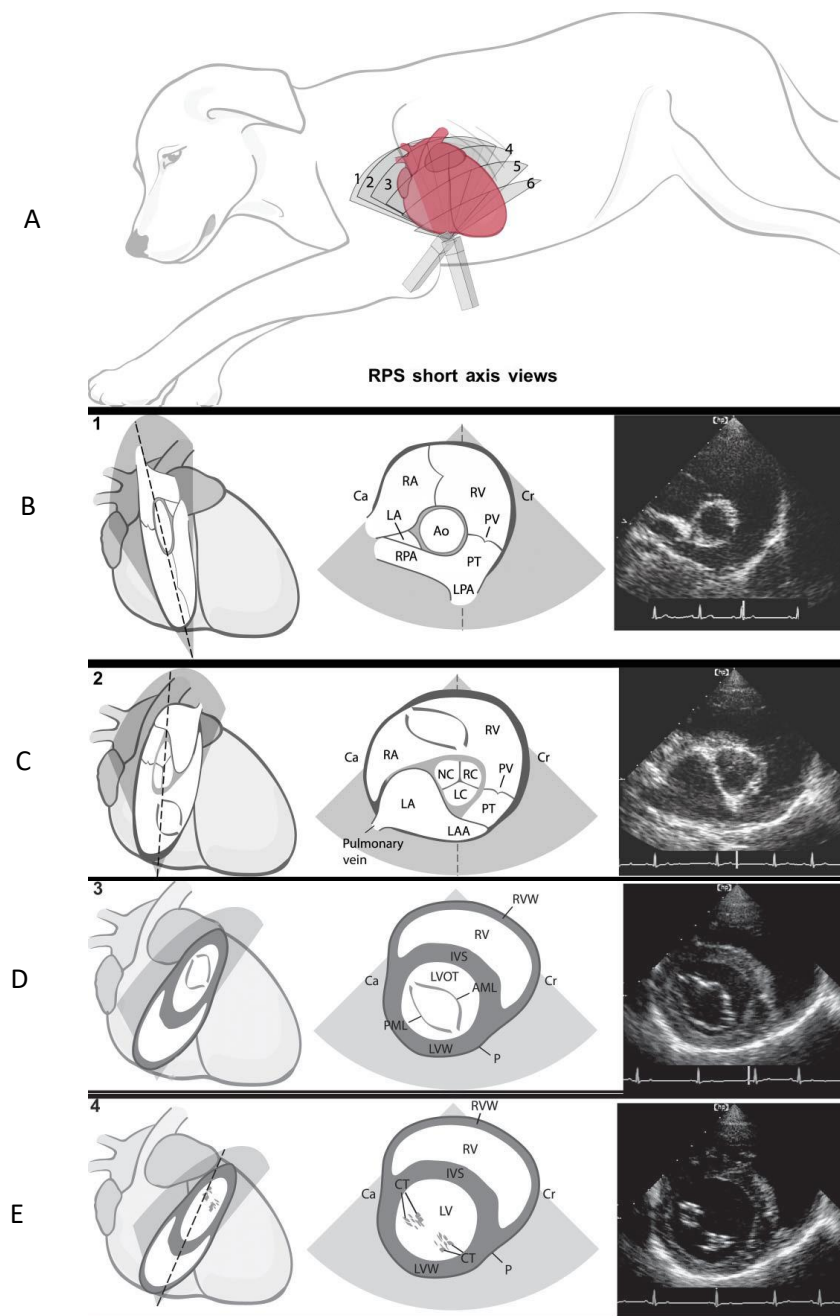
Se obtiene una imagen en dos dimensiones (2-D) dinámica o en tiempo real. La actualización continua de la computadora permite apreciar el movimiento. Una escala en el monitor indica la profundidad del tejido que se examina (Kealy et al., 2011).

- Vistas paraesternales derechas:

El haz central del transductor debe ser perpendicular al eje longitudinal del VI en las puntas de las valvas de la válvula mitral para obtener una imagen de **eje corto** (**Figura 16**). Girando el transductor 90°, es decir, paralelo al eje central del ventrículo izquierdo, se obtiene una imagen de **eje largo** (**Figura 17**). Abanicando de modo que el eje central del VI se encuentre dentro del plano de exploración, se obtiene una **vista de cuatro cámaras** (**Figura 17, B**) (Penninck & D'Anjou, 2015).

La **vista supraesternal** requiere la colocación del transductor en la entrada torácica con el plano de exploración orientado paralelo al plano sagital del paciente. Esta vista es la mejor para obtener imágenes del arco aórtico y, por lo tanto, es valiosa para cuantificar la insuficiencia aórtica (Penninck & D'Anjou, 2015).

La **vista subcostal (Figura 18)** se obtiene, con el paciente en decúbito lateral (Figura 18, A), colocando el transductor en la apófisis xifoides, paralelo al plano sagital del paciente. El transductor se mueve para incluir la raíz aórtica y registrar la velocidad aórtica mediante Doppler (Penninck & D'Anjou, 2015).



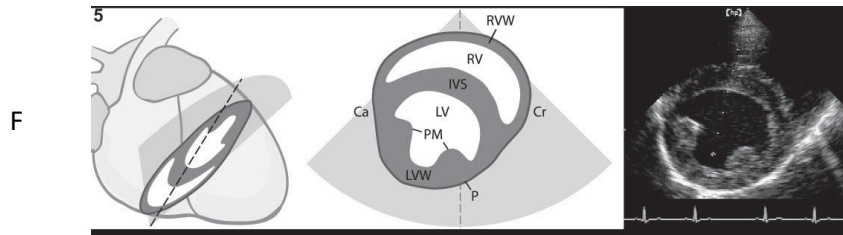


Figura 16 (A) Posicionamiento del transductor para realizar un corte paraesternal de eje corto. (B) Plano a nivel del tronco pulmonar (PT). (C) Plano a nivel de Aorta (Ao); las cúspides coronaria derecha (CR), coronaria izquierda (LC) y no coronaria (NC) de la válvula Ao pueden ser visibles. (D) Plano a nivel de la válvula mitral. (E) Plano a nivel de las cuerdas tendinosas (CT). (F) Plano a nivel del ventrículo izquierdo (LV). (Ca) Caudal. (Cr) Craneal. (RA) Atrio derecho. (LA) Atrio izquierdo. (RV) Ventrículo derecho. (RPA) Arteria pulmonar derecha. (PV) Válvula pulmonar. (LPA) Arteria pulmonar izquierda. (LAA) Apéndice atrial izquierdo. (IVS) Septo interventricular. (LVOT) Tracto de salida del ventrículo derecho. (RVW) Pared ventricular derecha. (LVW) Pared ventricular izquierda. (PML) Valva posterior de la válvula mitral. (AML) Valva anterior de la válvula mitral. (P) Pericardio; (Penninck & D'Anjou, 2015).

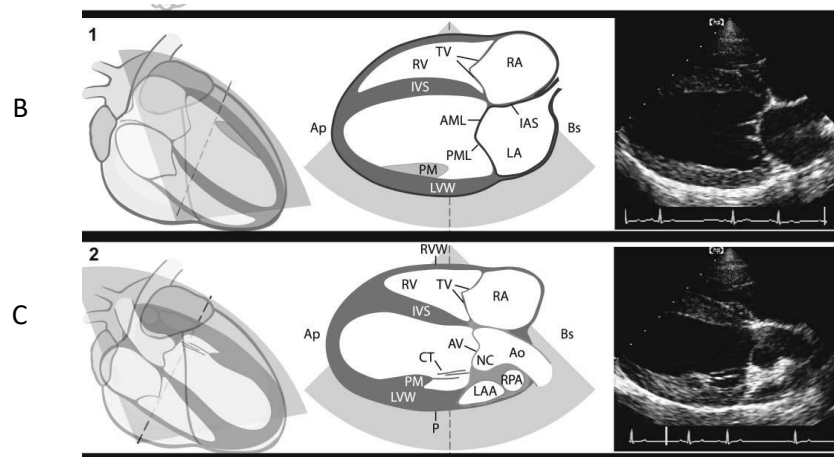
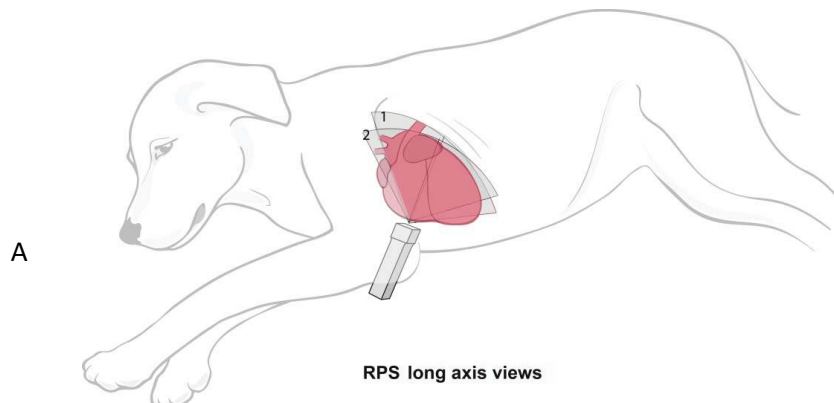


Figura 17 (A) Posicionamiento del transductor para realizar un corte paraesternal de eje largo. (B) Vista de cuatro cámaras. (C) Plano a nivel del tracto de salida del ventrículo izquierdo, donde es visible la cúspide no coronaria (NC). (Ap) Ápex. (Bs) Base. (RA) Atrio derecho. (LA) Atrio izquierdo. (RV) Ventrículo derecho. (TV) Válvula tricúspide. (RPA) Arteria pulmonar derecha. (IVS) Septo interventricular. (IAS) Septo interatrial. (AV) Válvula aórtica. (PML) Valva posterior de la válvula mitral. (AML) Valva anterior de la válvula mitral. (LAA) Apéndice atrial izquierdo. (CT) Cuerdas tendinosas. (PM) Músculo papilar. (RVW) Pared ventricular derecha. (LVW) Pared ventricular izquierda. (P) Pericardio; (Penninck & D'Anjou, 2015).

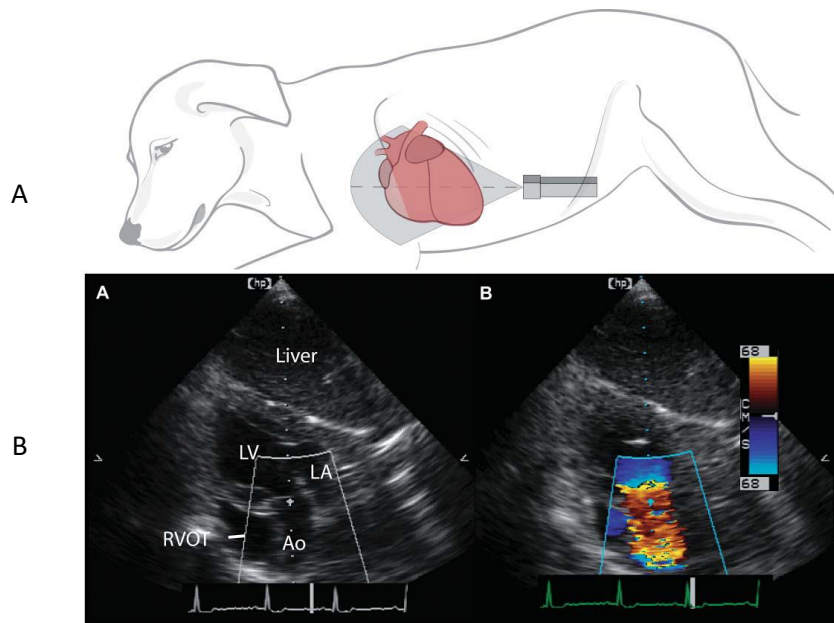


Figura 18 (A) Posicionamiento del transductor para realizar la vista subcostal. (B) Vista subcostal. El hígado (*Liver*) se interpone entre el transductor y el corazón; (Penninck & D'Anjou, 2015).

- Vistas paraesternales izquierdas

Se obtienen preferiblemente con el paciente en decúbito lateral izquierdo (Figura 19, A y 20, A). El transductor se coloca en el cuarto o quinto espacio intercostal, y se obtiene un plano de exploración que corta la raíz aórtica transversalmente (**proyección paraesternal izquierda de eje corto, Figura 19**). Un giro en contra del sentido de las agujas del reloj da como resultado **imágenes de eje largo craneal izquierdo** basales con el plano de exploración orientado paralelo a la aorta ascendente, girando para incluir una vista longitudinal de esta estructura (Figura 20). (Penninck & D'Anjou, 2015).

Las imágenes en **posición apical izquierda (Figura 21)** se obtienen mejor con el paciente en decúbito lateral izquierdo, con el transductor aplicado al tórax ventral izquierdo desde abajo (Figura 21, A). El transductor tiene un ángulo craneal de modo que el haz de ultrasonido central apunte hacia la base del corazón a lo largo del eje central del VI. Este plano de exploración constituye la imagen apical de cinco cámaras (Figura 21, C) y, a menudo, es adecuado para la cuantificación de la velocidad del flujo aórtico. Desde la vista apical de cuatro cámaras (Figura 21, B), un giro de 90° en el sentido de las agujas del reloj produce la vista apical de dos cámaras (Figura 21, D), incluidos el ventrículo izquierdo y el atrio en los campos cercano y lejano, respectivamente.

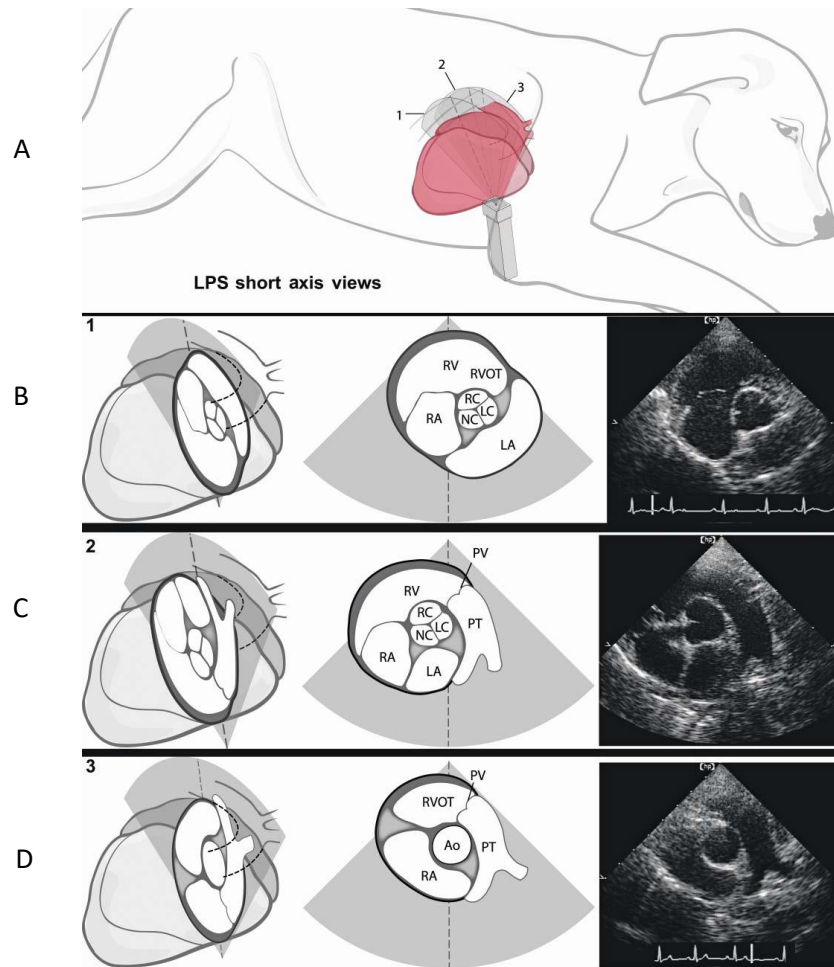
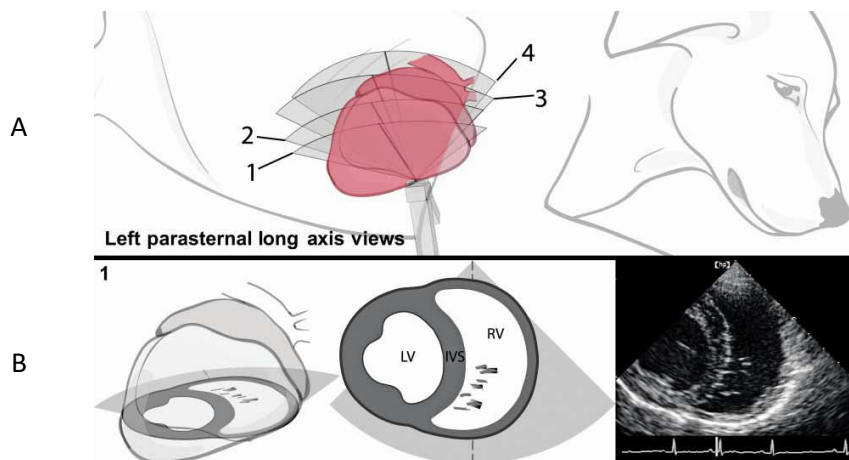


Figura 19 **(A)** Posicionamiento del transductor para realizar las vistas paraesternales izquierdas. **(B)** Vista del tracto de entrada del ventrículo derecho (RVOT), donde se observan las cúspides coronaria derecha (RC), coronaria izquierda (LC) y no coronaria (NC) de la Aorta (Ao). **(C)** Vista del tracto de entrada y salida del corazón derecho, donde se observan también las cúspides coronaria derecha (RC), coronaria izquierda (LC) y no coronaria (NC) de la Aorta (Ao). **(D)** Vista del tronco pulmonar (TP), donde se observa la división del TP en las arterias pulmonares principales derecha e izquierda. (LA) Atrio izquierdo. (RV) Ventrículo derecho. (LV) Ventrículo izquierdo. (PV) Válvula pulmonar; (Penninck & D'Anjou, 2015)



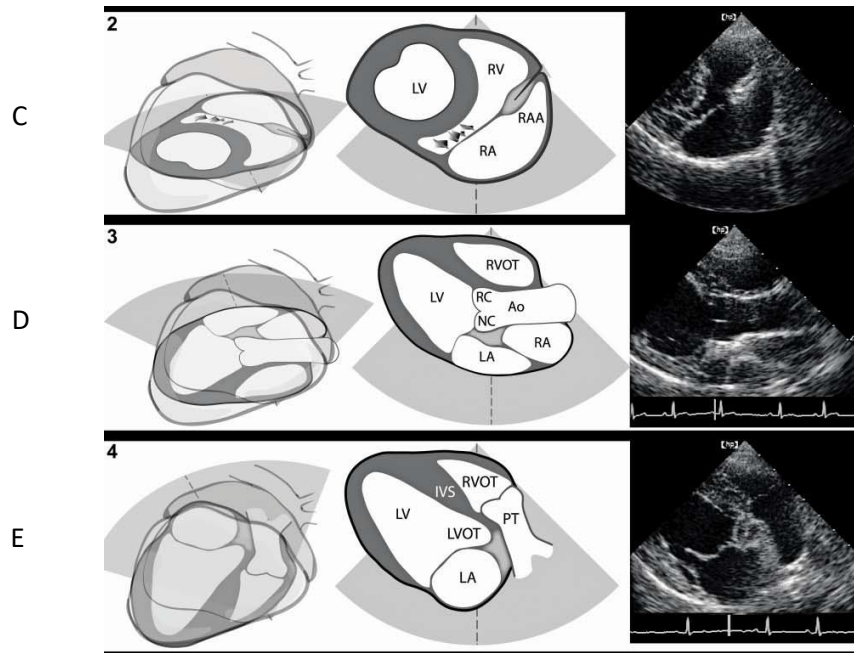
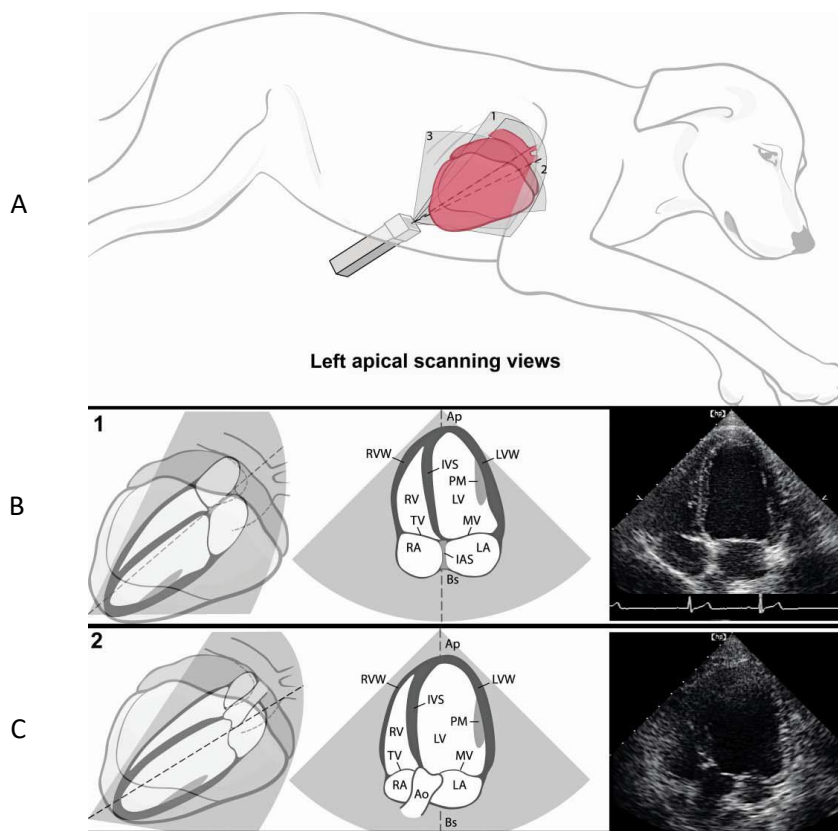


Figura 20 (A) Posicionamiento del transductor para realizar las vistas paraesternales izquierdas. (B) Vista del ventrículo derecho (RV). (C) Vista de apéndice atrial derecho (RAA). (D) Vista de Aorta (Ao). Se observan las cúspides coronaria derecha (RC) y no coronaria (NC) de la Aorta. (E) Vista del tracto de salida del ventrículo derecho (RVOT), tronco pulmonar (TP) y tracto de salida al ventrículo izquierdo (LVOT). (RA) Atrio derecho. (LA) Atrio izquierdo. (RV) Ventrículo derecho. (IV) Ventrículo izquierdo. (IVS) Septo interventricular. (PT) Tronco pulmonar; (Penninck & D'Anjou, 2015).



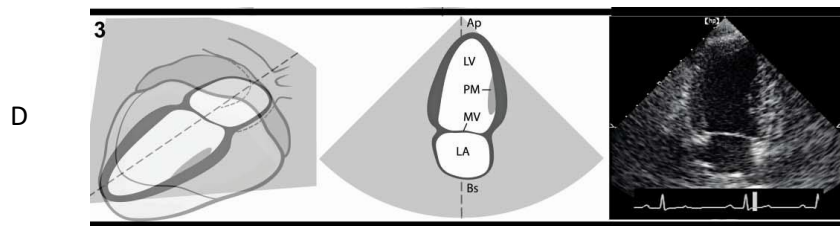


Figura 21 (A) Posicionamiento del transductor para realizar las vistas apicales izquierdas. (B) Vista de cuatro cámaras apical. (C) Vista de cinco cámaras apical. (D) Vista de dos cámaras. (Ap) Ápex. (Bs) Base. (RA) Atrio derecho. (LA) Atrio izquierdo. (RV) Ventrículo derecho. (IV) Ventrículo izquierdo. (TV) Válvula tricúspide. (MV) Válvula mitral. (IVS) Septo interventricular. (IAS) Septo interatrial. (PM) Músculo papilar. (RVW) Pared ventricular derecha. (LVW) Pared ventricular izquierda; (Penninck & D'Anjou, 2015).

Modo M (Movimiento)

Este modo es particularmente útil para la evaluación cardíaca (Figura 22) (Kealy et al., 2011). Los ecos en modo B que regresan de un área específica se trazan contra el tiempo para formar un trazado. Este trazado barre el monitor y permite estudiar el movimiento de las estructuras en forma de trazado lineal o mapa unidimensional (Boon, 2011). Las imágenes en modo M se obtienen a partir de planos longitudinales de la entrada y salida de flujo del ventrículo a tiempo real o a partir de planos transversos del ventrículo izquierdo colocando el cursor sobre las estructuras a estudiar (Boon, 2011). La mayoría de las grabaciones dimensionales en modo M en ecocardiografía se realizan desde la posición del transductor en vista paraesternal derecha (Penninck & D'Anjou, 2015).

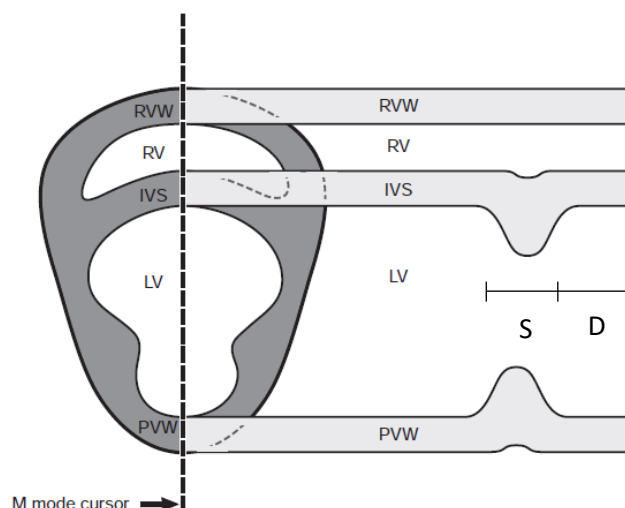


Figura 22 Diagrama esquemático de la posición y el trazado del modo M. Se obtiene una imagen en sección transversal al nivel de los músculos papilares. El cursor del modo M se coloca simétricamente a través del corazón. Cuando se activa la modalidad del modo M, representa el movimiento cardíaco trazado contra el tiempo. Se pueden realizar mediciones precisas de las diversas partes del corazón cuando la imagen está congelada. (RVW) Pared ventricular derecha. (RV) Ventrículo derecho. (IVS) Septo interventricular. (LV) Ventrículo izquierdo. (PVW) Pared posterior del ventrículo izquierdo. (S) Sístole. La pared y el septo se vuelven más gruesos, y el ventrículo izquierdo se vuelve más pequeño. (D) Diástole. La pared y el septo se vuelven más delgados, y el ventrículo izquierdo se vuelve más grande; (Kealy et al., 2011).

Ecocardiografía Doppler

La ecocardiografía Doppler utiliza el principio Doppler para determinar la velocidad del movimiento de sangre o tejido (Penninck & D'Anjou, 2015). El principio Doppler se basa en el hecho de que la frecuencia del sonido cambia a medida que se acerca (se comprime) o se aleja (se expande) de un objeto en movimiento. Para registrar este cambio de frecuencia, el haz de ultrasonido interrogador (ángulo de insonación) debe ser paralelo al flujo de sangre y no en ángulo (es decir, ángulo de incidencia de 0 grados) (Kealy et al., 2011).

Existen dos tipos de ecocardiografía Doppler: **onda pulsada (PW)** y **onda continua (CW)**. En Doppler PW, se emite un pulso corto a una frecuencia específica y solo se analizan los ecos que regresan en un tiempo definido. Se puede establecer una ubicación precisa pero no se puede medir la velocidad máxima, lo que limita su uso en ecocardiografía. El Doppler CW utiliza dos cristales, un emisor y un receptor que funcionan simultáneamente (Penninck & D'Anjou, 2015). La máquina analiza continuamente los ecos que regresan en busca de cambios Doppler. Con el Doppler CW, la localización anatómica del flujo sanguíneo es bastante limitada, pero se pueden medir con precisión velocidades mucho más altas que con PW (Kealy et al., 2011).

En el sistema pulsado (PW), los cambios de frecuencia o las velocidades se pueden codificar de distintas maneras, dando origen a cuatro técnicas:

- Doppler Espectral

Consiste en una curva de velocidad en función del tiempo (**Figura 23**), que representa la variación de la velocidad de flujo de los glóbulos rojos a lo largo del ciclo cardíaco (Paolinelli, 2013).

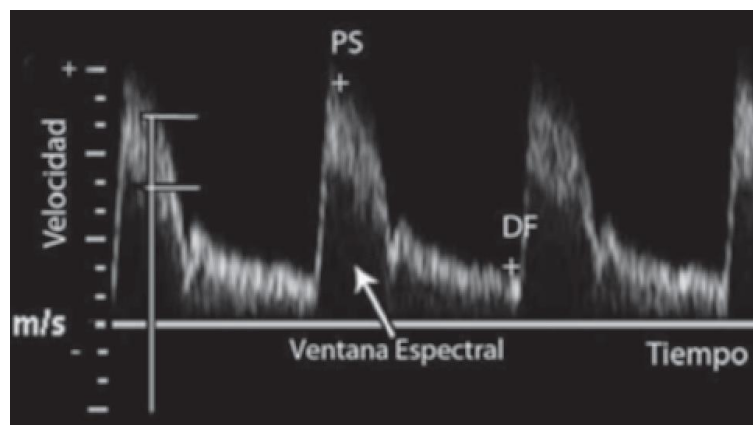


Figura 23 Ejemplo de Curva del Doppler Espectral. (PS) Pico sistólico. (DF) Movimiento diastólico final; (Kealy et al., 2011).

- Doppler Color

Las características de velocidad se codifican en una pantalla a color, a través de un área rectangular seleccionado por el usuario, y se superponen a la imagen de ecocardiografía bidimensional (2-D) en tiempo real (Penninck & D'Anjou, 2015). Esto permite al ecografista visualizar directamente la fuente de velocidades dentro del corazón y los grandes vasos dentro del marco anatómico de la imagen. Un mapa Doppler en color convencional utiliza tonos de azul y rojo. El rojo generalmente se asigna para fluir hacia el transductor, y al flujo que se aleja del transductor se le asignan tonos de azul (**Figura 24**) (Kealy et al., 2011).

Al ser una modalidad de onda pulsada, el Doppler color está sujeto a la ambigüedad de la medición de la velocidad causada por el *aliasing* (identificación errónea de una frecuencia de señal, que induce a distorsión o error) (Penninck & D'Anjou, 2015). La turbulencia es una característica del flujo anormal en muchas enfermedades cardíacas congénitas y adquiridas y en algunas lesiones vasculares abdominales, y algunos software las pueden detectar, identificándolas con el color verde en la pantalla (Kealy et al., 2011).

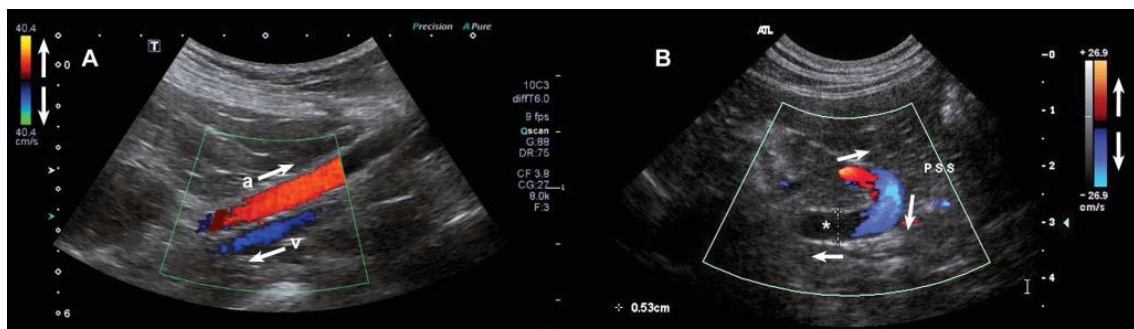


Figura 24 Modos Doppler de color. **(A)** La arteria iliaca externa derecha (a) y la vena (v) de este perro muestran tonos de color rojo y azul, lo que indica flujos dirigidos hacia y desde el transductor, respectivamente. **(B)** El tono de color puede cambiar en el mismo vaso debido a un cambio en la dirección del flujo, como se demuestra en esta tortuosa derivación portosistémica (PSS). Las flechas indican la dirección del flujo a través de esa derivación. Cuando el flujo se vuelve perpendicular a la sonda, aparece un vacío de señal (*) debido a la falta de desplazamiento Doppler; (Penninck & D'Anjou, 2015).

- Doppler Poder o *Power Angio*

Representa la potencia o intensidad del espectro del flujo. Cuanto mayor es el número de glóbulos rojos moviéndose, mayor va a ser la información. La principal ventaja de esta técnica es que es más sensible que las otras, no presenta *aliasing* y es independiente del ángulo de incidencia (**Figura 25**), y la desventaja es que no permite determinar el sentido del flujo (Paolinelli, 2013).

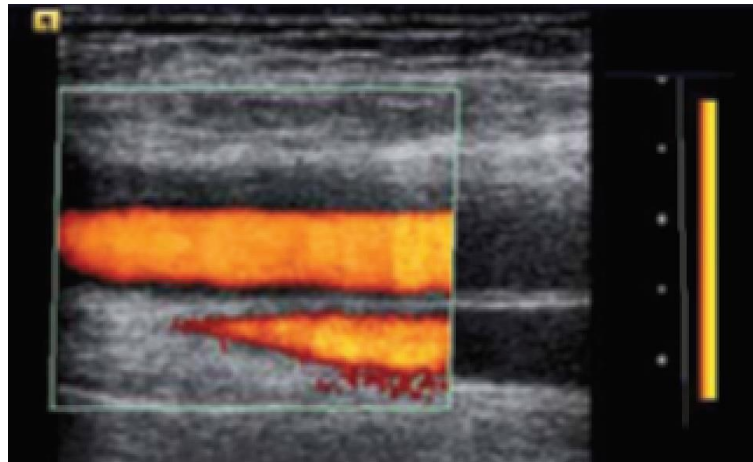


Figura 25 Ejemplo de ecografía Doppler poder. En este caso, el ángulo es de 90° entre el haz y el flujo; (Paolinelli, 2013).

- Doppler tisular

Registra la velocidad miocárdica durante la sístole y la diástole. Se obtiene a tiempo real colocando una ventana encima de una porción del miocardio y registrando cambios de frecuencia positivos y negativos (**Figura 26**). Otra opción es la imagen de Doppler tisular en color, que se obtiene colocando un sector de color por encima del miocardio para visualizar los correspondientes movimientos sistólicos y diastólicos (Boon, 2011).

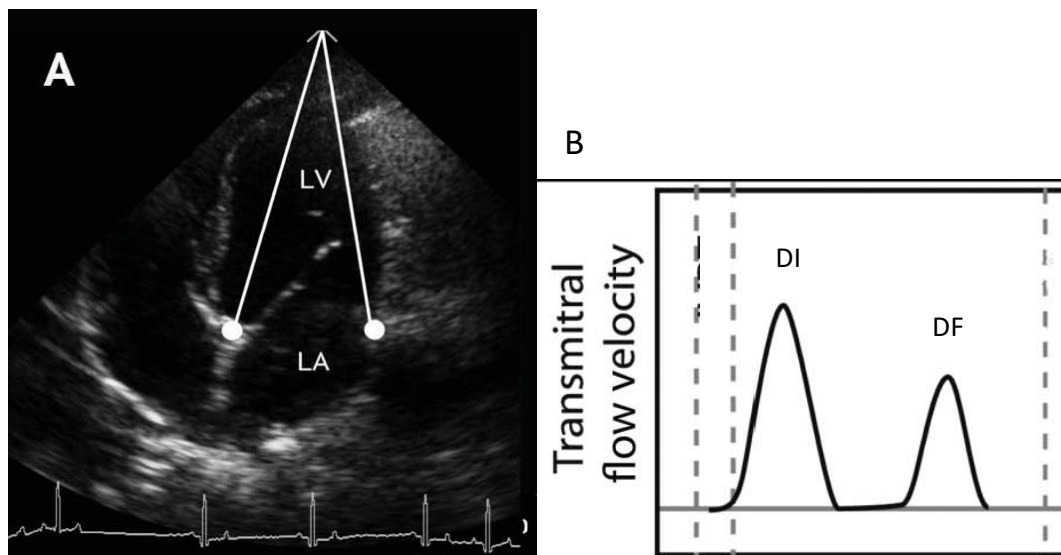


Figura 26 **(A)** Ventana del Doppler tisular (PW) colocada en el anillo mitral o en una proyección apical de cuatro cámaras para registrar la velocidad del anillo mitral. **(B)** Representación esquemática de la velocidad de entrada de la sangre al anillo mitral. (LV) Ventriculo izquierdo. (LA) Atrio izquierdo. (DI) movimiento diastólico inicial. (DF) movimiento diastólico final; (Penninck & D'Anjou, 2015).

4. Ratio LA/Ao

El tamaño del atrio izquierdo (AI) puede expresarse en términos de dimensión aórtica (Ratio LA/Ao) (Penninck & D'Anjou, 2015). Usar un índice para determinar el agrandamiento del AI es mejor a usar las dimensiones del AI normalizadas al peso corporal o al área de superficie corporal, ya que el índice es una proporción interna independiente (Hansson et al., 2002). En casos excepcionales, la Aorta (Ao) puede aumentar o disminuir. En estos casos, alteraría la relación LA/Ao y daría una subestimación o sobreestimación del tamaño del AI.

El cuerpo del AI se puede visualizar usando una vista 2-D paraesternal derecha de eje corto, al nivel de la base del corazón, aunque también se puede medir con el modo-M (Hansson et al., 2002). En el artículo publicado (Hansson et al., 2002), la Ao se midió a lo largo de la comisura entre las valvas de la válvula aórtica coronaria derecha y no coronaria y el AI a lo largo de una línea que se extiende desde la comisura entre las valvas de la válvula aórtica coronaria izquierda y no coronaria hasta el margen distante del AI (**Figura 27**).

En los resultados de un estudio publicado por Rishniw y Erb en el año 2000 (Rishniw & Erb, 2000), se encontró un índice medio de 1.3 con un valor máximo de 1.6 para perros normales medido mediante el modo ecocardiográfico bidimensional. A partir de este valor se considera AAI en perros.

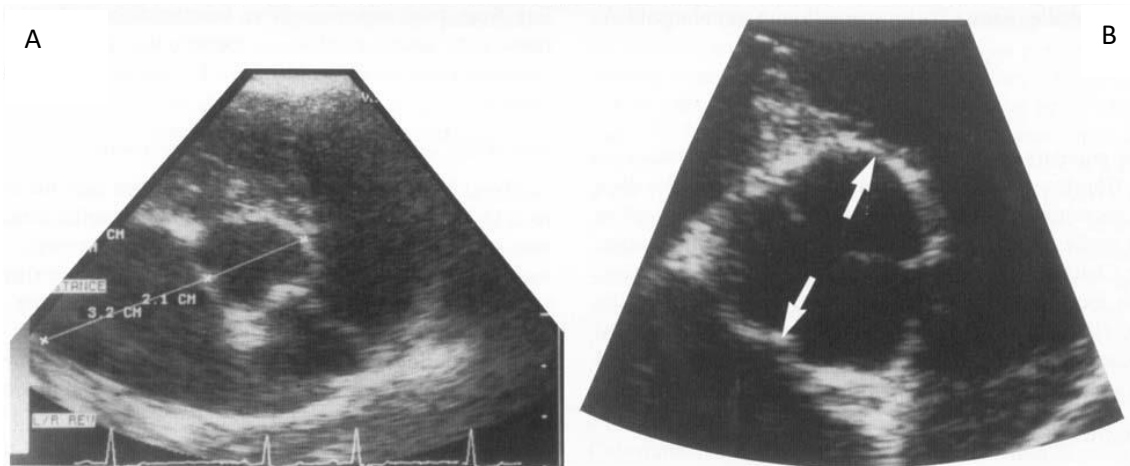


Figura 27 (A) Proyección paraesternal derecha de eje corto que muestra la técnica de medición 2-D y los valores para LA (3,2 cm) y Ao (2,1 cm); Ratio LA/Ao=3,2/2,1=1,52. (B) Imagen ampliada de la Ao con las pautas de medición mostradas (flechas blancas); (Rishniw & Erb, 2000).



1.4. Principales patologías cardíacas que provocan un aumento de atrio izquierdo

La **enfermedad cardíaca** en perros tiene un porcentaje de presentación de **menos del 10%** (Kittleson, 2016). Es importante hacer un diagnóstico precoz de estas enfermedades para tener un buen pronóstico y establecer un tratamiento cuánto antes. Varias de éstas resultan en un aumento de tamaño del atrio izquierdo, por sobrecarga de volumen. Para su correcto diagnóstico, es adecuado tener claras las posibles enfermedades que lo causan.

La regurgitación por **insuficiencia de la válvula mitral** constituye **más del 75%** de todas las enfermedades cardíacas en perros (Kittleson, 2016), aunque en el 30% de los casos está afectada también la válvula tricúspide (Atkins et al., 2007). Otra de las enfermedades más comunes que afectan al atrio izquierdo es la **cardiomiopatía dilatada**, con una prevalencia de un **5%** aproximadamente dentro de las patologías cardíacas. Además, un **3,9%** de las enfermedades cardíacas son congénitas (Karla Calderón et al., 2014). A continuación, se detallan estas enfermedades por orden de prevalencia.

1. Enfermedad degenerativa de la válvula mitral (EDVM)

La enfermedad degenerativa de la válvula mitral es uno de los muchos términos que se refieren a una enfermedad degenerativa que afecta las válvulas cardíacas de los perros de mediana edad y mayores, y también puede llamarse endocardiosis, degeneración valvular mixomatosa, valvulopatía mitral degenerativa crónica o simplemente valvulopatía crónica (Abbott et al., 2000).

En un animal sano, las valvas de la válvula mitral son láminas delgadas de tejido conectivo cubiertas por endotelio cardíaco, y los bordes libres de las valvas están sujetos por las cuerdas tendinosas a los dos músculos papilares del ventrículo izquierdo (Abbott et al., 2000). Las válvulas cardíacas es probablemente el tejido más maltratado y estresado del cuerpo porque está doblado, golpeado, tensado y estirado de forma intermitente (Borgarelli & Buchanan, 2012). Como consecuencia de esta **degeneración** y aposición inadecuada, se presenta un cierre inadecuado de las valvas, que produce **regurgitación**. Este volumen regurgitante es aumentado por el retorno venoso pulmonar y luego regresa al ventrículo izquierdo durante la diástole, por lo que impone una sobrecarga de volumen en el atrio y el ventrículo izquierdo (Abbott et al., 2000). Es por eso que, en la regurgitación mitral, es muy común ver una dilatación del atrio izquierdo, las venas pulmonares y el ventrículo izquierdo, lo que suele conducir a **insuficiencia cardíaca congestiva** (ICC).



La ICC provoca reacciones compensatorias tales como el sistema renina-angiotensina-aldosterona y el sistema nervioso simpático (Rodríguez Perón et al., 2005), para resultar en mayor trabajo cardíaco y genera un **remodelamiento cardíaco**. El remodelamiento cardíaco es definido como un proceso resultante de cambios en la geometría y la estructura del miocardio con aparición de tejido fibrótico acompañado de alteraciones en la contractilidad miocárdica (Silva-Falcón, 2013). Hoy en día es considerado un predictor de la progresión de enfermedades cardiovasculares.

Se desconoce la causa de la EDVM, aunque es probable que tenga una base genética. Se ha sugerido que es solo una manifestación de un trastorno del tejido conectivo más generalizado, sobre todo de las razas condrodistróficas (Abbott et al., 2000).

Esta patología conduce a los **signos clínicos** siguientes: soplo, auscultación pulmonar anormal, ascitis, tos, intolerancia al ejercicio, cianosis, síncope, etc. Son signos clínicos inespecíficos de la mayoría de enfermedades cardíacas. También cabe decir que un 10% de los perros sanos, presentan esta patología sin presentar ningún signo clínico (Boon, 2011). Es adecuado utilizar diferentes pruebas diagnósticas para llegar al diagnóstico definitivo.

Los **signos radiográficos** pueden incluir varios grados de los siguientes (Thrall, 2018):

- Agrandamiento del atrio izquierdo, atribuible a la dilatación causada por la sobrecarga de volumen por insuficiencia de la válvula mitral (**Figura 28**).
- Agrandamiento del ventrículo izquierdo, debido a la dilatación causada por la sobrecarga de volumen porque no se expulsa tanta sangre del ventrículo izquierdo con cada sístole.
- Venas pulmonares distendidas si se ha desarrollado hipertensión venosa (**Figura 28, B y Figura 29**)
- Arterias pulmonares distendidas si hay hipertensión arterial pulmonar.
- Edema pulmonar (insuficiencia cardíaca del lado izquierdo).

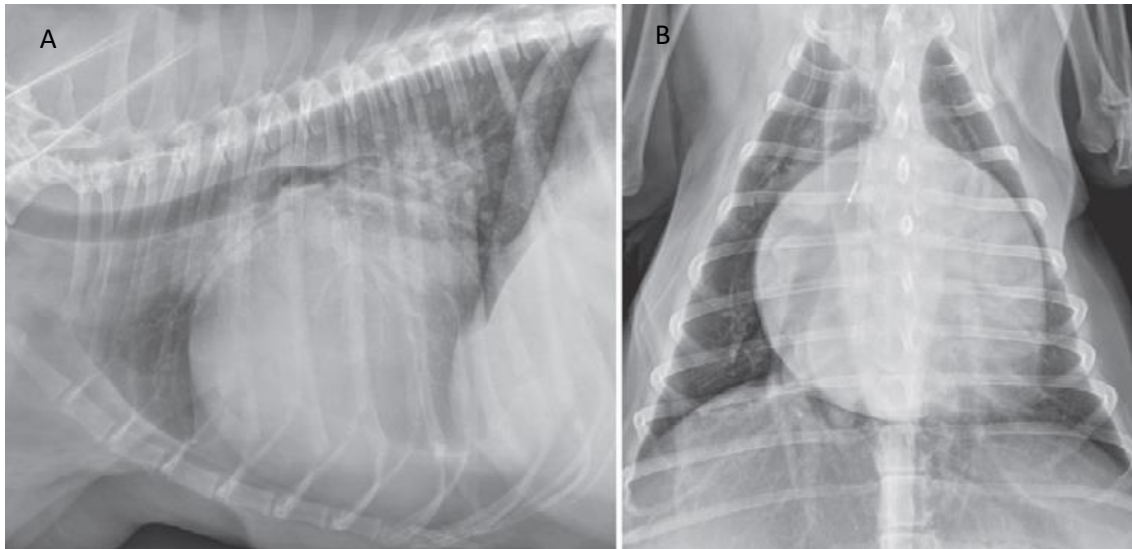


Figura 28 Vistas lateral **(A)** y dorsoventral **(B)** de un perro con insuficiencia mitral compensada. En **A**, el corazón está agrandado y el atrio izquierdo está dilatado. En **B**, el corazón también está agrandado y la vena pulmonar caudal derecha está agrandada en comparación con la arteria. La hipertensión venosa pulmonar transmitida por el aumento de la presión atrial izquierda provoca el agrandamiento de la vena pulmonar, pero no hay evidencia de edema pulmonar que signifique insuficiencia cardíaca del lado izquierdo; (Thrall, 2018).

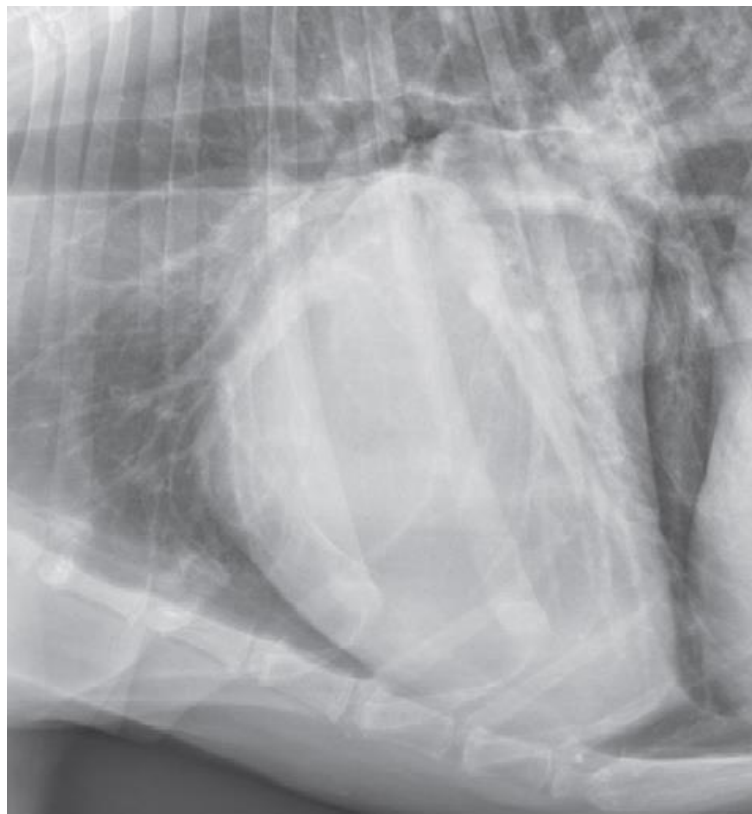


Figura 29 Radiografía lateral de tórax de un perro con insuficiencia mitral compensada. El atrio izquierdo y la vena del lóbulo craneal derecho están agrandadas, un signo compatible con hipertensión venosa pulmonar; (Thrall, 2018).

Las proyecciones ecocardiográficas paraesternales derechas de cuatro cámaras del corazón son excelentes para obtener imágenes de la válvula mitral. Los **hallazgos ecocardiográficos** pueden ser los siguientes (**Figura 30**) (Boon, 2011):

- Lesiones de la válvula mitral.
- Dilatación atrial y ventricular izquierdas.
- Aumento de movimiento de la pared y del septo.
- Posible prolapso de la valva.

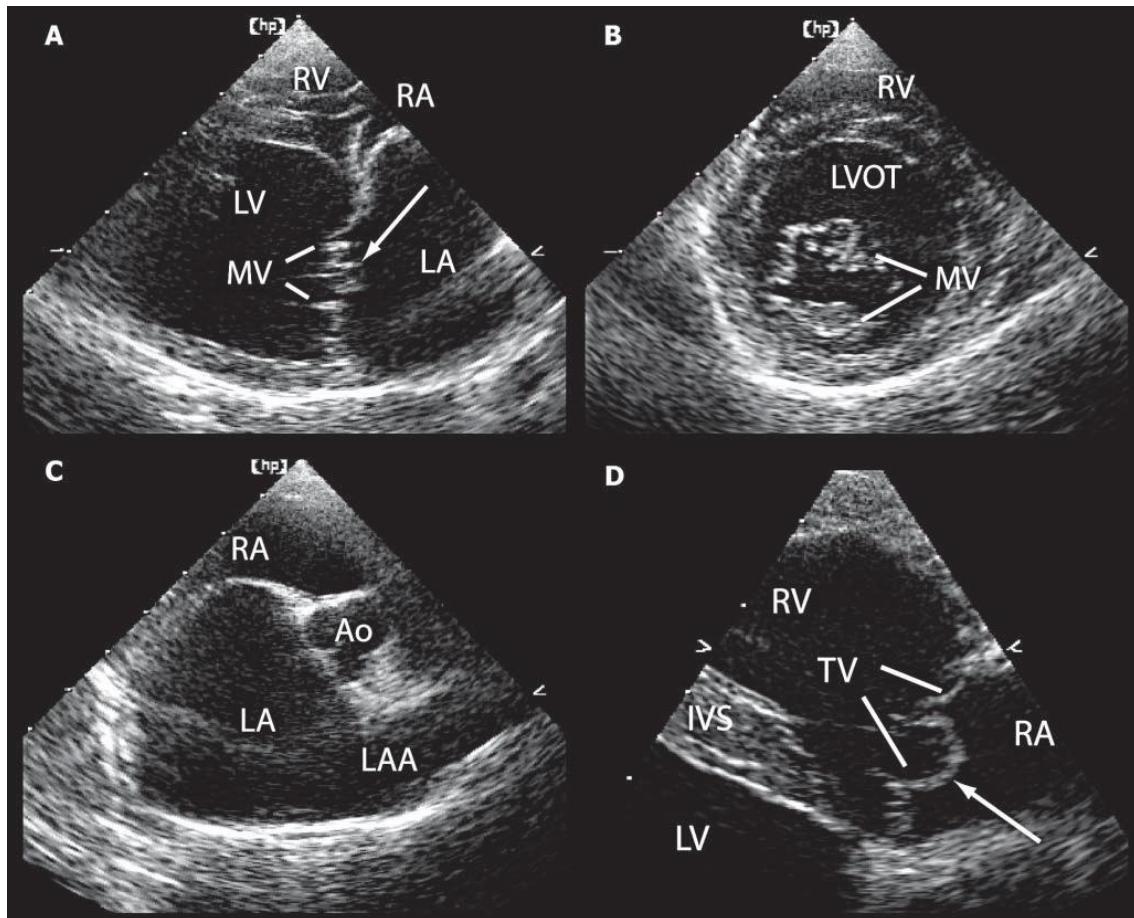


Figura 30 Enfermedad degenerativa de la válvula mitral (EDVM). **(A)** Esta proyección paraesternal derecha de eje largo en la sístole temprana demuestra la dilatación del ventrículo izquierdo (LV) y del atrio izquierdo (LA) junto con el prolapso de la valva anterior de la válvula mitral (AML), que aparece como un desplazamiento hacia la LA (flecha blanca). **(B)** Esta vista diastólica paraesternal derecha de eje corto muestra un dramático engrosamiento de las valvas. **(C)** Esta vista de eje corto al nivel de la raíz de la Aorta (Ao) demuestra una dilatación espectacular del LA. **(D)** Esta vista de la válvula tricúspide paraesternal derecha de eje largo demuestra prolapso en el atrio derecho (RA) (flecha blanca). (MV) Válvula mitral. (TV) Válvula tricúspide. (LVOT) Tracto de salida del ventrículo derecho. (LAA) Apéndice atrial izquierdo. (IVS) Septo interventricular; (Penninck & D'Anjou, 2015).



Criterios generales de clasificación según ACVIM y su diagnóstico

En el informe del consenso de **American College of Veterinary Internal Medicine (ACVIM)** se desarrolla un sistema que describe **4 etapas** diferentes en los pacientes con fallo cardíaco (Keene et al., 2019), complementario al sistema de clasificación funcional para la insuficiencia cardíaca que el *New York Heart Association* (NYHA) y el *International Small Animal Cardiac Health Council* (ISACHC) diseñaron en 1994. A continuación, se exponen las 4 clases consensuadas por ACVIM y su diagnóstico en cada una de ellas:

Clase A: pacientes con predisposición genética de padecer fallo cardíaco, pero no presentan anormalidad estructural ni soplo cardíaco en el momento del examen. Estarían incluidos dentro de esta clase perros de razas pequeñas y razas con predisposición a desarrollar EDVM (*Cavalier King Charles Spaniels, Dachshunds, Miniatura y Toy Poodles*).

Clase B: pacientes con anomalía estructural que indican la presencia de EDVM, pero sin signos clínicos de insuficiencia cardíaca (IC). Estos pacientes de clase B se subdividen en dos grupos, según los resultados de la evaluación anterior:

- **Estadio B1:** pacientes sin cardiomegalia en radiografía ni ecocardiografía, con función sistólica normal, normotensos y resultados de laboratorio estables. Se reconocen por soplo regurgitativo típico de insuficiencia de la válvula mitral.
- **Estadio B2:** pacientes con insuficiencia de la válvula mitral avanzada, con aumento de tamaño de atrio izquierdo en radiografía y ecocardiografía. Se debe diagnosticar mediante las siguientes pruebas:
 - Radiografía torácica lateral derecha: para evaluar la **importancia hemodinámica** del soplo y observar **agrandamiento de silueta y/o cámaras cardíacas (Figura 28)**.
 - Ecocardiografía: observar **agrandamiento de cámaras cardíacas** en caso de no ser suficiente con auscultación y radiografía torácica. También es recomendable la ecocardiografía para medir el **grado de regurgitación valvular** y el **funcionamiento miocárdico**. En razas de perros grandes es muy necesaria para descartar cardiomiopatía dilatada canina.
 - Se recomienda medir la presión arterial y pruebas de laboratorio básicas (hemograma, creatinina y urianálisis).

Clase C: pacientes con anormalidad estructural y signos clínicos de insuficiencia cardíaca causada por EDVM. No volverán al estadio B2. Se deben valorar los cambios hemodinámicos de la siguiente manera:



- Radiografía torácica lateral derecha y ventrodorsal: para determinar la presencia de **edema pulmonar** y valorar **tráquea y bronquios**.
- Ecocardiograma: para valorar la **condición hemodinámica** y aproximarse al pronóstico del paciente.
- **Hemograma, bioquímica y urianálisis**: para determinar la condición renal (dependerá su tratamiento).

Clase D: pacientes con EDVM en etapa terminal, en los que los signos clínicos de insuficiencia cardíaca son refractarios pese a los tratamientos para la clase C. El pronóstico de un paciente con EDVM dependerá de la elevación de las neurohormonas, el estadio del fallo cardíaco y agrandamiento del atrio izquierdo (mayor tamaño, mayor presión atrial y mayor posibilidad de episodios congestivos refractarios).

2. Cardiomiopatía dilatada canina

Es una **enfermedad crónica idiopática**, típicamente caracterizada por un curso subclínico prolongado, con dilatación de las cámaras cardíacas y adelgazamiento del miocardio y cuya fase final es una **insuficiencia cardíaca congestiva** (ICC) (Jiménez Perdomo et al., 2015). El músculo en este momento se encuentra en un **estado inotrópico negativo**, es decir, tiene una contractilidad reducida (Kittleson, 2016). la predisposición que existe por diversas razas sugiere una base genética o al menos una mayor susceptibilidad hereditaria para el desarrollo de la enfermedad (Abbott et al., 2000).

Esta cardiomiopatía también puede ser secundaria, y puede estar causada por trastornos pulmonares y problemas cardíacos, aunque generalmente está causado por **valvulopatías**. A veces, los sistemas compensatorios que se activan al haber ICC no son suficientes y el corazón sufre una dilatación por un **aumento de presión** en el ventrículo izquierdo al final de la diástole.

El inicio del **cuadro clínico** se caracteriza por debilidad, pérdida de peso, anorexia, letargia, intolerancia al ejercicio, disnea, tos, síncope o distensión abdominal, hasta que los signos clínicos de ICC se hacen más evidentes. Los primeros signos van a sugerir una enfermedad cardíaca.

Se puede observar cualquiera o todos los siguientes **signos radiográficos (Figura 31)** (Thrall, 2018):

- Las radiografías pueden ser normales en algunos perros con miocardiopatía dilatada.
- La **cardiomegalia** generalizada es causada por sobrecarga de volumen o dilatación ventricular por disfunción sistólica y diastólica.
- Puede haber **dilatación del atrio izquierdo** debido a sobrecarga de volumen o disfunción de la válvula mitral por un cambio en la forma del anillo mitral como resultado de la dilatación cardíaca.
- Se observa **dilatación de la vena pulmonar**.
- La **dilatación de la arteria pulmonar** parenquimatosa por retención de líquidos puede ser estimulada por la disminución de la perfusión renal, lo que lleva a la activación del sistema renina-angiotensina.
- A menudo se observa un posible **derrame pleural, hepatomegalia y/o ascitis** por insuficiencia cardíaca del lado derecho.
- **Patrón mixto intersticial y bronquial** causado por edema pulmonar atípico.

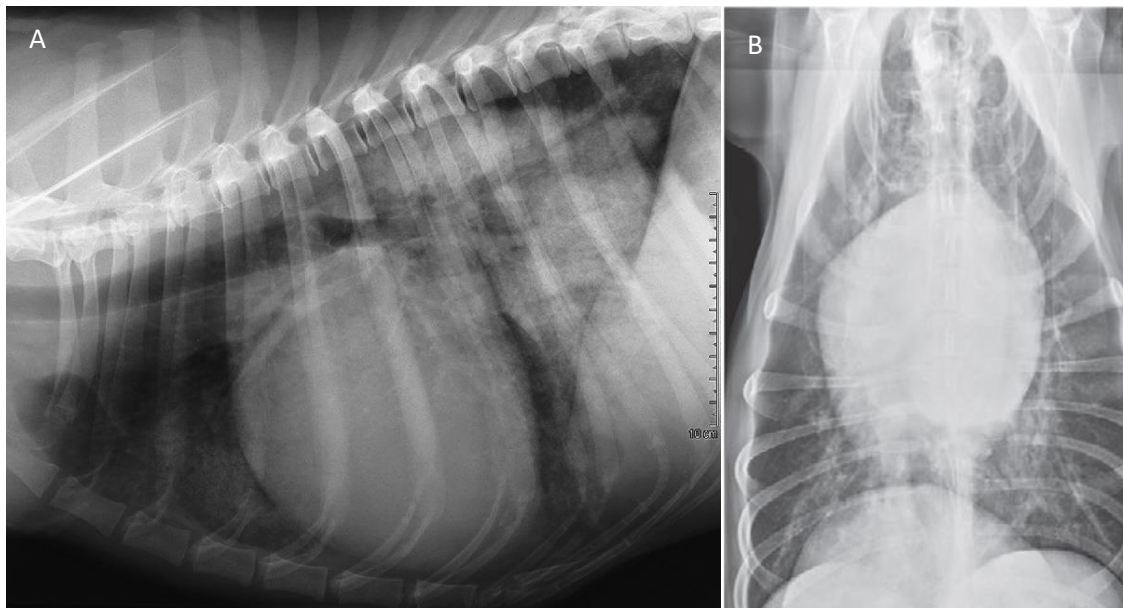


Figura 31 Radiografía lateral (**A**) y ventrodorsal (**B**) de tórax de un perro con miocardiopatía dilatada e insuficiencia cardíaca del lado izquierdo. (**A**) La tráquea se desplaza dorsalmente, la silueta cardíaca es más alta y más ancha de lo normal y existe un infiltrado alveolar extendido y ligeramente asimétrico en los campos pulmonares, particularmente en los campos pulmonares caudodorsales, secundario a la miocardiopatía dilatada; (Kealy et al., 2011). (**B**) Se observa agrandamiento del atrio izquierdo y la vena pulmonar del lóbulo craneal derecho, probablemente como resultado de una disfunción de la válvula mitral con hipertensión venosa pulmonar secundaria. También se observa apariencia de mayor opacidad pulmonar; (Thrall, 2018).

Los **hallazgos ecocardiográficos** son los siguientes (Boon, 2011):

- Dilatación del atrio y ventrículo izquierdos (**Figura 32**).
- La pared y el septo se ven normales o más delgados.
- Disminuye el movimiento de la pared aórtica.

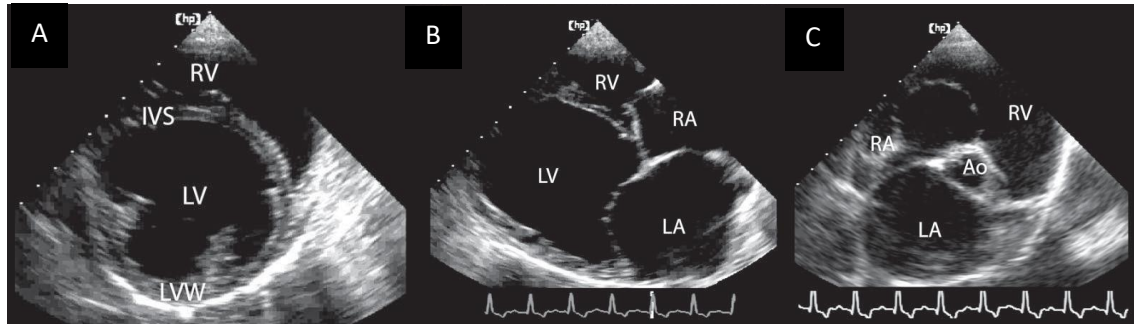


Figura 32 Ecocardiografía de un perro de raza Boxer con cardiomiopatía dilatada. (A) y (C) Proyecciones paraesternales derechas de eje corto y (B) de eje largo con una marcada dilatación de todas las cámaras a causa de la cardiomiopatía dilatada. (RV) Ventrículo derecho. (LV) Ventrículo izquierdo. (RA) Atrio derecho. (LA) Atrio izquierdo. (Ao) Aorta. (IVS) Septo interventricular. (LVW) Pared ventricular izquierda; (Penninck & D'Anjou, 2015).

3. Cardiopatías congénitas más frecuentes

La prevalencia exacta de las enfermedades cardíacas es incierta, ya que existen diferencias de raza tanto nacionales como regionales para ciertas malformaciones cardiovasculares (Fox et al., 1998). En un estudio realizado en 76.301 perros de raza mixta, las enfermedades cardíacas congénitas que causan aumento de tamaño de atrio izquierdo fueron, en orden de prevalencia de mayor a menor: conducto arterioso persistente, estenosis aórtica y defecto del septo ventricular (Schrope, 2015). Por esta razón, se describen brevemente a continuación.

Conducto arterioso persistente

Comunicación anormal entre la aorta descendente y la arteria pulmonar principal, debido al desarrollo anormal después del nacimiento. La marcada diferencia de presión entre estos vasos da como resultado una derivación continua de sangre desde la aorta hacia la arteria pulmonar, es decir, de izquierda a derecha, durante la sístole y la diástole. Esto da como resultado una sobrecarga de presión y volumen de la circulación pulmonar y una carga de trabajo miocárdica alterada (Thrall, 2018).

Los **signos radiográficos** incluyen los siguientes (Thrall, 2018):

- Agrandamiento del atrio izquierdo por aumento del flujo sanguíneo (**Figura 33, A**).
- Ventrículo izquierdo agrandado, inicialmente causado por dilatación seguida de hipertrofia.

- Arterias y venas pulmonares parenquimatosas agrandadas causadas por sobrecarga de volumen y presión (**Figura 33, A**).
- Dilatación de la cara proximal de la aorta descendente causada por flujo sanguíneo turbulento (**Figura 33, B**).
- Agrandamiento de la arteria pulmonar principal por aumento de presión y flujo (**Figura 33, B**).

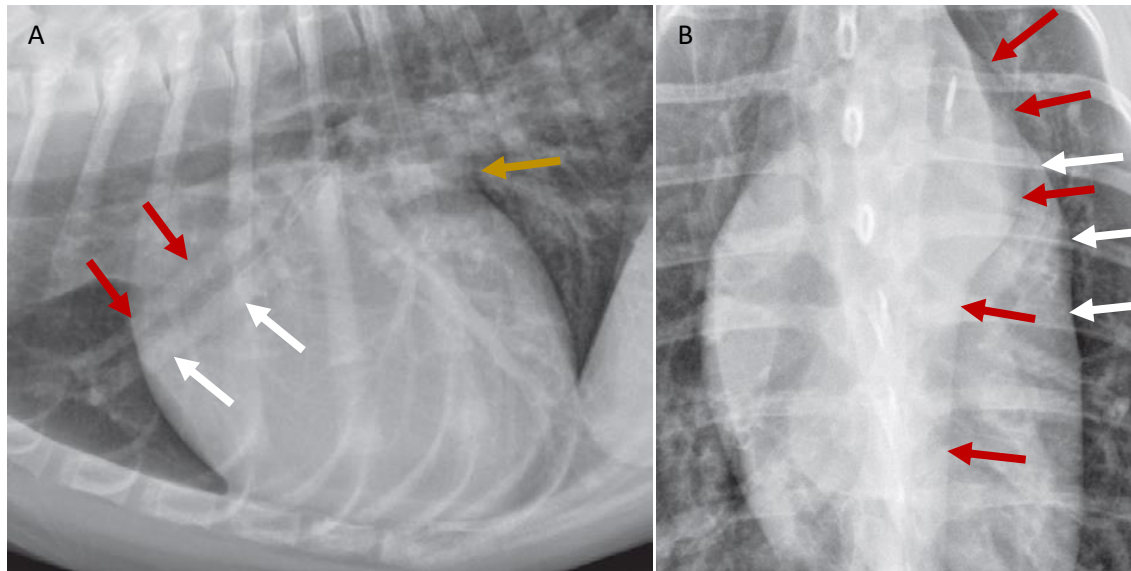


Figura 33 Radiografía lateral (**A**) y dorsoventral (**B**) de tórax de un perro con un conducto arterioso persistente. En **A**, el corazón está agrandado, principalmente debido a la hipertrofia del ventrículo izquierdo, aunque el diagnóstico de hipertrofia no puede hacerse a partir de estas radiografías. La arteria pulmonar craneal derecha (flechas rojas) y la vena (flechas blancas) están dilatadas. La dilatación del atrio izquierdo ha creado un cambio de forma cóncava en la vista lateral (flecha marrón). Los pulmones tienen un aumento desestructurado de opacidad debido a la sobrecirculación dentro de los vasos pulmonares pequeños. En **B**, existe una dilatación focal de la porción descendente del arco aórtico que es contigua a la aorta descendente (flechas rojas). También hay una leve dilatación de la arteria pulmonar principal (flechas blancas); (Thrall, 2018).

Los **hallazgos ecocardiográficos** son los siguientes (Boon, 2011):

- Dilatación del atrio y ventrículo izquierdos.
- Dilatación de la arteria pulmonar.
- Puede o no haber hipertrofia ventricular izquierda.
- El ventrículo y el atrio derechos son normales.
- Visualización del conducto arterioso persistente con Doppler color (**Figura 34**).

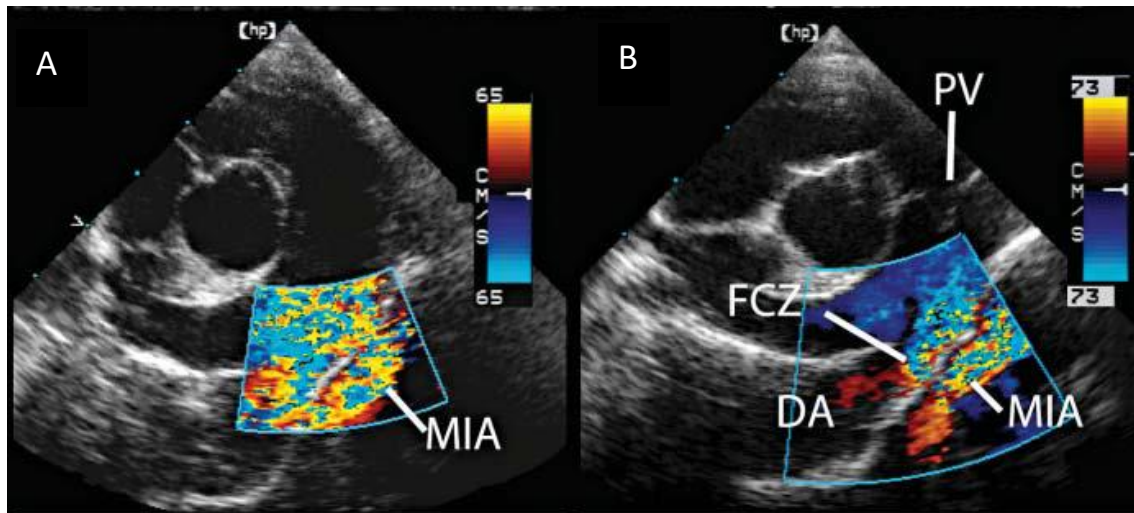


Figura 34 Conducto arterioso persistente (CAP) con derivación de izquierda a derecha. Las imágenes de Doppler Color en sístole (A) y diástole (B) facilitan el diagnóstico al mostrar un flujo continuo desde el CAP que provoca turbulencias en el TP. Es evidente un prominente artefacto de imagen especular (MIA). La visualización y evaluación del CAP se ve facilitada por la aparición de una zona de convergencia de flujo (FCZ). (PV) Válvula pulmonar. (DA) Ducto arterioso; (Penninck & D'Anjou, 2015).

Estenosis aórtica

El estrechamiento de la región subvalvular del ventrículo izquierdo es más común que la estenosis valvular primaria, y da como resultado una mayor resistencia a la eyección del ventrículo izquierdo (Thrall, 2018).

Los **signos radiográficos** incluyen los siguientes (Thrall, 2018):

- Las radiografías pueden ser normales.
- Agrandamiento del arco aórtico por flujo turbulento, que aparece como ensanchamiento del mediastino pericárdico (**Figura 35**).
- Alargamiento del ventrículo izquierdo por hipertrofia.
- Dilatación del atrio izquierdo si se desarrolla una disfunción secundaria de la válvula mitral.
- Vasos pulmonares normales a menos que se desarrolle una disfunción secundaria de la válvula mitral, que lleve a hipertensión venosa pulmonar.

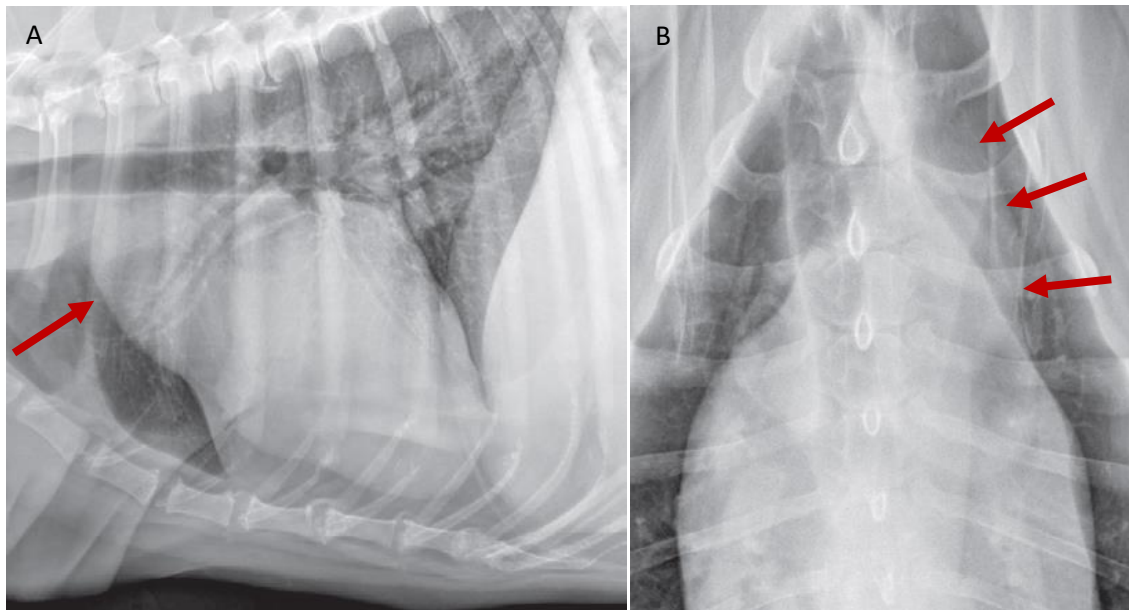


Figura 35 Radiografías lateral (A) y dorsoventral (B) de un perro con estenosis aórtica. En A, el arco aórtico dilatado aparece como un bulto en la cara craneodorsal de la silueta cardíaca (flecha roja). En B, el arco aórtico agrandado aparece como una opacidad en el aspecto craneal, y ligeramente a la izquierda, de la silueta cardíaca (flechas rojas).

Se encuentran los siguientes **hallazgos ecocardiográficos** principales (Figura 36) (Boon, 2011):

- Hipertrofia concéntrica ventricular izquierda.
- Obstrucción visible: anillo subvalvular.
- Dilatación postestenótica.
- Cierre sistólico si la obstrucción es de moderada a severa.
- Puede haber fibrosis.

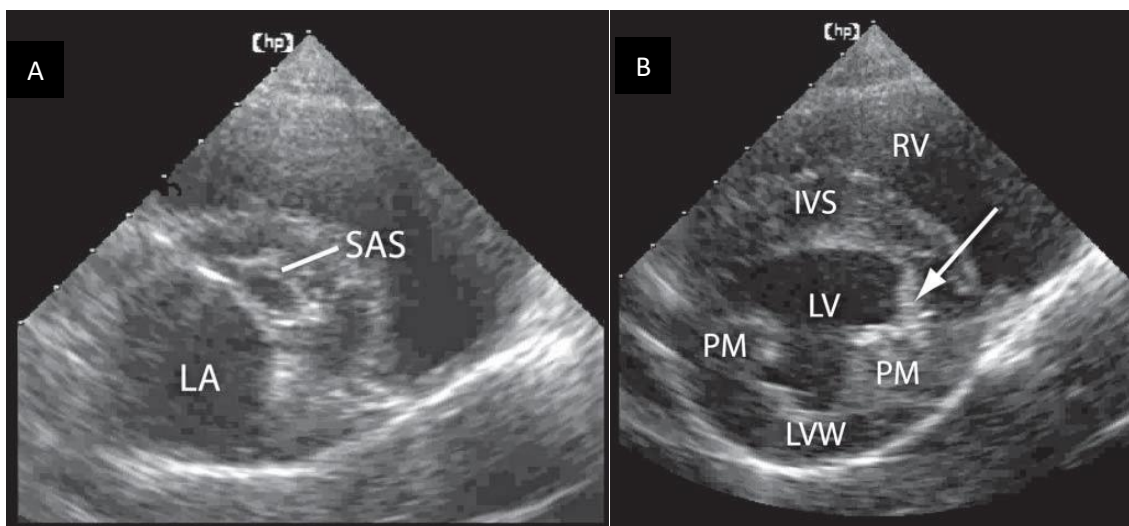


Figura 36 (A) La obstrucción de la estenosis subaórtica se encuentra más típicamente en la ubicación subvalvular inmediata, y la vista del eje corto puede sugerir la gravedad anatómica en términos de área de sección transversal en relación con la raíz Ao. (B) Son evidentes LVW e IVS engrosados, causados por hipertrofia concéntrica. Hay un aumento de la ecogenicidad subendocárdica (flecha blanca), que se cree que representa fibrosis, secundaria a isquemia. (SAS) Estenosis subaórtica. (LA) Atrio izquierdo. (RV) Ventrículo derecho. (IVS) Septo interventricular. (LV) Ventrículo izquierdo. (PM) Músculos papilares. (LVW) Pared ventricular izquierda (LVW) Pared ventricular izquierda; (Penninck & D'Anjou, 2015).

Defecto del septo ventricular

El desarrollo anormal da como resultado una comunicación entre el ventrículo izquierdo y el derecho. Debido a que la presión sistólica es más alta en el ventrículo izquierdo, la sangre fluye desde el ventrículo izquierdo al ventrículo derecho durante la sístole, pero no durante la diástole debido a la presión diastólica similar en los dos ventrículos. Generalmente, la mayor parte de la sangre derivada ingresa inmediatamente a la arteria pulmonar y no al ventrículo derecho, dada la ubicación del defecto (Thrall, 2018).

La magnitud de los **signos radiográficos** depende de la cantidad de sangre que se desvía a través del defecto y puede incluir lo siguiente (**Figura 37**) (Thrall, 2018):

- Hay una hipertrofia del ventrículo derecho por sobrecarga de volumen y presión.
- Las arterias y venas pulmonares pueden ser normales o estar levemente dilatadas debido a un aumento de leve a moderado en el flujo sanguíneo pulmonar; el agrandamiento es típicamente menor que el que se observa con el conducto arterioso persistente.

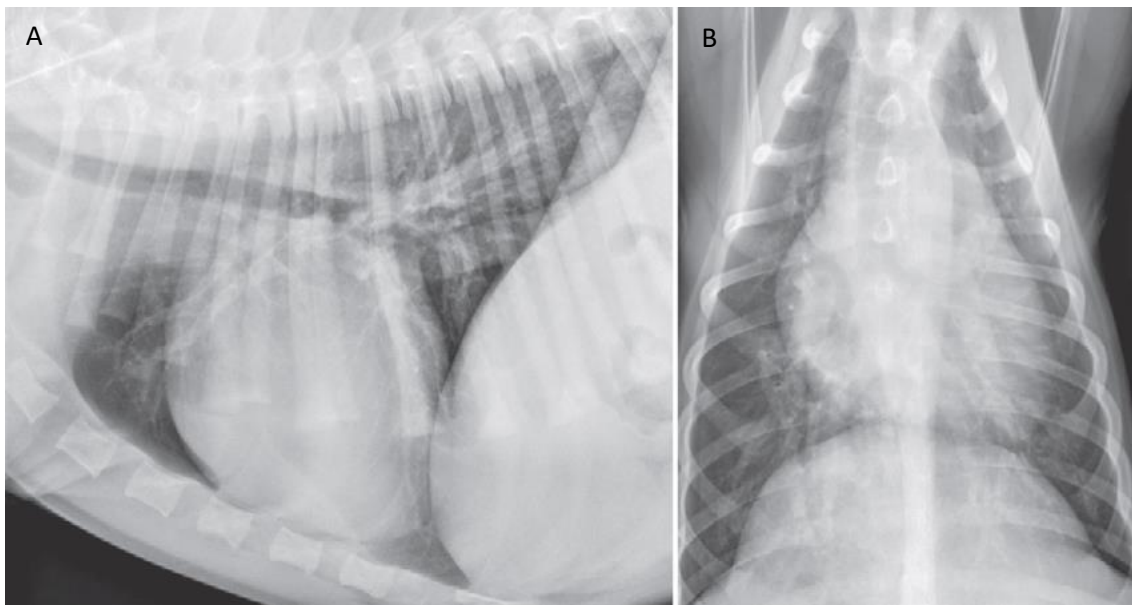


Figura 37 Radiografías lateral (**A**) y dorsoventral (**B**) de un perro con comunicación interventricular. En **A**, hay una elevación excesiva del vértice cardíaco desde el esternón compatible con hipertrofia ventricular derecha, dilatación leve del atrio izquierdo y ligero agrandamiento de la arteria y vena pulmonares del lóbulo craneal izquierdo, compatible con sobrecirculación pulmonar leve. En **B**, el ápex se desplaza hacia la izquierda como resultado de que el perro está en decúbito esternal, y la apariencia de una masa cardíaca excesiva a la izquierda es engañosa. Hay un ligero agrandamiento de las arterias y venas pulmonares del lóbulo caudal, compatible con una leve sobrecirculación. Estos hallazgos son típicos, pero no una prueba concluyente, de un defecto del tabique ventricular, ya que solo son visibles mediante ecografía; (Thrall, 2018).

Ecocardiográficamente, se observan los siguientes hallazgos (**Figura 38**) (Boon, 2011):

- Dilatación ventricular izquierda, del atrio izquierdo y de la arteria pulmonar.
- Dilatación ventricular derecha.
- Muchos de los defectos se encuentran a nivel de la unión entre el septo y la aorta, visibles en imágenes obtenidas mediante cortes de eje largo.

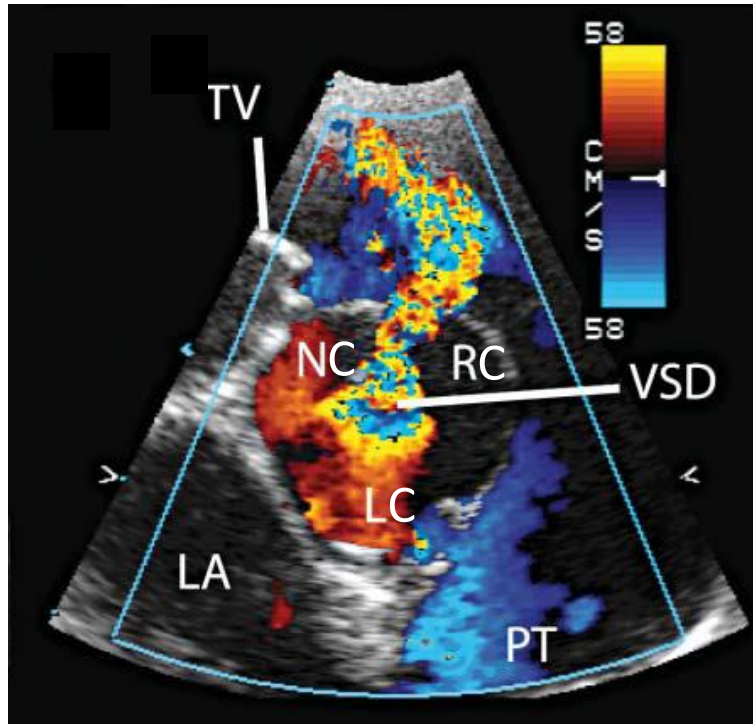


Figura 38 Defecto del tabique ventricular de salida (VSD) en Doppler Color. La ubicación del defecto se identifica por el halo de color de la zona de convergencia del flujo, causado por el alias de color, donde la sangre acelera a través del defecto. Debido a que el Ao se extiende a ambos lados del tabique, el defecto se encuentra directamente debajo de la válvula Ao, lo que es particularmente evidente. (LA) Atrio izquierdo. (NC) Cúspide no coronaria. (LC) Cúspide coronaria izquierda. (RC) Cúspide coronaria derecha. (PT) Tronco pulmonar. (TV) Válvula tricúspide. (VSD) Defecto del septo ventricular; (Penninck & D'Anjou, 2015).



2. Objetivos

La principal motivación de este Trabajo de Fin de Grado es recabar información acerca del aumento de tamaño de atrio izquierdo (AAI) en perros. Esto es útil porque es el proceso patológico que más se repite en las enfermedades cardíacas, y un hallazgo muy importante en el diagnóstico por imagen de dichas enfermedades. Mi meta personal del estudio es reconocer con mayor facilidad esta alteración y aportar mi pequeña participación en su diagnóstico por imagen.

El **objetivo principal** del estudio es comparar las medidas radiográficas VHS, RLAD y VLAS para la detección de AAI. Adicionalmente, se quiere averiguar si existe diferencia significativa en la variabilidad hallada en la bibliografía del cálculo del VHS y si, a su vez, esta variabilidad del VHS afecta directamente en el cálculo de RLAD.

Para la consecución de este objetivo, se plantean los siguientes **estudios**:

Estudio 1. Valoración del VHS, RLAD y VLAS para el diagnóstico de AAI en el examen radiográfico y comparación de las tres medidas en función de la Ratio LA/Ao.

Estudio 2. Comparación de las variaciones del VHS y su efecto en el cálculo de RLAD.

3. Material y métodos

3.1. Animales

Se consiguió reunir 143 perros de forma retrospectiva cedidos entre el hospital ARS Veterinaria, de Barcelona, el Hospital Veterinario Canis i Felis, de Sant Adrià y una protectora de animales. Se incluyeron pacientes sin anomalías cardíacas para los grupos control, y pacientes con aumento de tamaño atrio izquierdo (AAI) debido a la enfermedad degenerativa de la válvula mitral (EDVM). Se hizo una selección inicial, donde se excluyeron perros con cambios radiográficos y/o ecocardiográficos compatibles con edema pulmonar alveolar, hipertensión pulmonar o enfermedad cardíaca derecha, así como enfermedades cardíacas que no sean EDVM, como cardiomiopatía, miocarditis, defectos cardíacos congénitos y arritmias diagnosticadas. Finalmente, se incluyeron 66 casos clínicos en este estudio. Las razas con mayor representación en este estudio fueron: raza mixta, Pinscher, Dachshund, Caniche, Yorkshire, Chihuahua y Cavalier. El rango de edad estaba entre los 5 y los 15 años. El sexo y el peso de los pacientes no se tuvo en cuenta para este estudio.

En el Estudio 1 se utilizaron 59 perros. Se asignaron en dos grupos diferentes en función de si presentaban o no aumento de tamaño del atrio izquierdo basándonos en la Ratio LA/Ao. El grupo 1 o Control, definido por una Ratio LA/Ao $< 1,6$, sin ninguna anomalía, y el Grupo 2 o con AAI, con aumento de tamaño de atrio izquierdo definido por una Ratio LA/Ao $\geq 1,6$ (Rishniw & Erb, 2000). Se incluyeron 35 casos para el Grupo Control y 24 para el Grupo con AAI.

En el Estudio 2 se incluyeron 27 perros, 20 de estos compartidos también con el Estudio 1. Al Grupo 1 o Control de dicho estudio se asignaron 11 perros sin cardiomegalia, definida por un VHS $\leq 10,5$, ni ninguna otra anomalía, mientras que en el Grupo 2 o Con Cardiomegalia se incluyeron 16 pacientes diagnosticados con VHS $> 10,5$ (Buchanan & Bucheler, 1995) (Buchanan, 2000).

3.2. Medidas radiográficas

Se incluyeron 66 proyecciones radiográficas laterales derechas de tórax, donde la misma operadora (IGL) realizó diferentes mediciones utilizando el programa Microsoft Office Power Point 2016. A continuación, se explican las mediciones de VHS, RLAD y VLAS realizadas en el **Estudio 1** y en el **Estudio 2**.



VHS

En el total de proyecciones radiográficas, se trazó el VHS (Buchanan, 2000), el cual definió los grupos control y con AAI para el **Estudio 1** (59 radiografías). El eje largo se midió desde el límite ventral del bronquio principal izquierdo (carina) hasta el punto más distante del ápex cardíaco (**Figura 39**, línea azul). El eje corto se trazó a partir del límite dorsal de la vena cava caudal, formando un ángulo de 90° respecto al eje largo (**Figura 39**, línea amarilla). Se traspusieron los dos ejes a partir del límite craneal de la cuarta vértebra torácica (T4), de forma paralela a la columna, y se midieron las unidades vertebrales (v) que formaban ambos ejes. Esta medición se nombra **VHS** en el **Estudio 1** y **VHSd** en el **Estudio 2**.

Para las 27 radiografías del **Estudio 2**, además del **VHSd** descrito anteriormente, se obtuvieron tres variaciones de este. Primero, se trazó el VHS según Buchanan y Bucheler 1995, que definió los grupos control y con cardiomegalia. El eje corto se trazó en la zona de máxima amplitud cardíaca, en el segundo tercio de la silueta cardíaca. En este estudio, la medida obtenida la denominamos **VHS** (**Figura 40**, líneas azul y amarilla). También se midió el VHS según se publicó en 2011 (Lord et al., 2011), donde el eje corto se trazó al nivel del punto medio de la altura de la vena cava caudal. La medida se llamó **VHSm** (**Figura 41**, líneas azul y amarilla). Por último, se midió otra variación del VHS (Hernández López & Machen, 2012), donde el eje corto se trazó al nivel del límite ventral de la vena cava caudal. La medida se llamó **VHSv** (**Figura 4**, líneas azul y amarilla).

RLAD

En ambos estudios, se trazó una línea desde la intersección de los ejes del VHS descrito por Buchanan en el año 2000 (Buchanan, 2000), con un ángulo de 45°, hasta el borde dorsal del atrio izquierdo (**Figura 39**, línea verde), y se traspuso, al igual que los dos ejes del VHS, a partir del límite craneal de la cuarta vértebra torácica, de forma paralela a la columna. Esta medición se llamó **RLAD** tanto en el **Estudio 1** como en el **Estudio 2**.

Para el **Estudio 2**, se trazaron las tres variaciones del **RLAD**. De la intersección de los ejes del **VHS** (Buchanan & Bucheler, 1995), se realizó una variación de RLAD y se llamó **RLADmax** (**Figura 40**, línea verde). También se midió el RLAD a partir del **VHSm** (Lord et al., 2011), y se llamó **RLADm** (**Figura 41**, línea verde). Por último, a partir del **VHSv** (Hernández López & Machen, 2012), se realizó otra medición llamada **RLADv** (**Figura 42**, línea verde).

VLAS

Se trazó VLAS en las 59 radiografías del **Estudio 1**, tal y como se describió en el artículo original (Kathryn L. Phillips et al., 2018). Se trazó una línea desde el centro del límite ventral de la carina hasta el punto más caudal del atrio izquierdo, donde se cruza con el límite dorsal de la vena cava caudal (**Figura 39**, línea naranja). Se traspuso esta línea a partir del límite craneal de la cuarta vértebra torácica y se cuantificó la medida en v como **VLAS**.

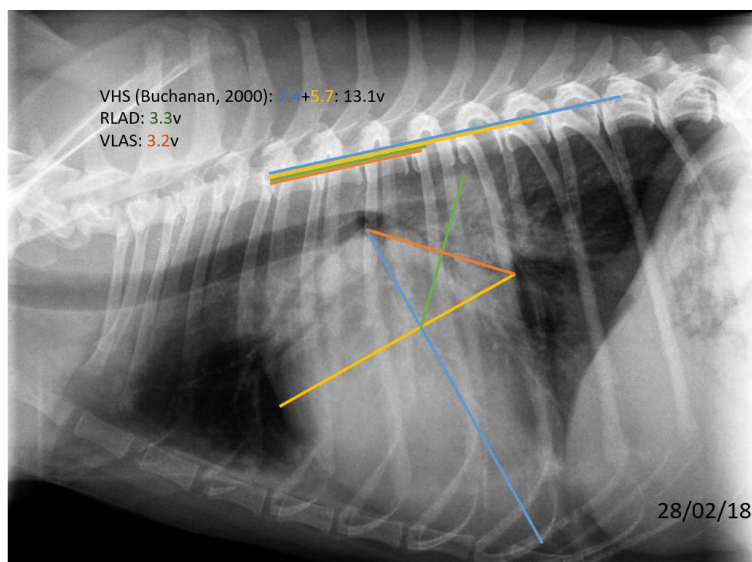


Figura 39 Medición del VHS (Buchanan, 2000), RLAD y VLAS en una proyección radiográfica lateral derecha de tórax. Las líneas azul y amarilla corresponden al eje largo y eje corto del VHS (Buchanan, 2000), respectivamente. La línea verde y naranja corresponden a la RLAD y al VLAS, respectivamente.

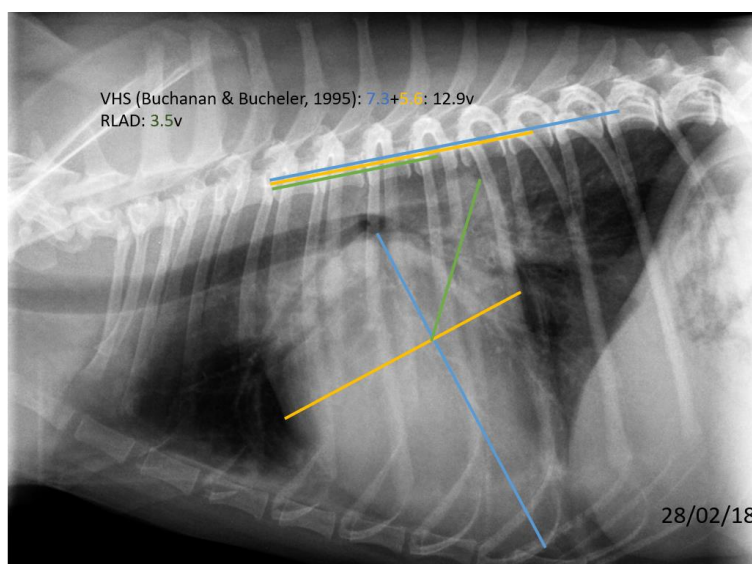


Figura 40 Medición del VHS (Buchanan & Bucheler, 1995) y RLADmax en una proyección radiográfica lateral derecha de tórax. Las líneas azul y amarilla corresponden al eje largo y eje corto del VHS (Buchanan & Bucheler, 1995), respectivamente. La línea verde corresponde a la RLADmax.

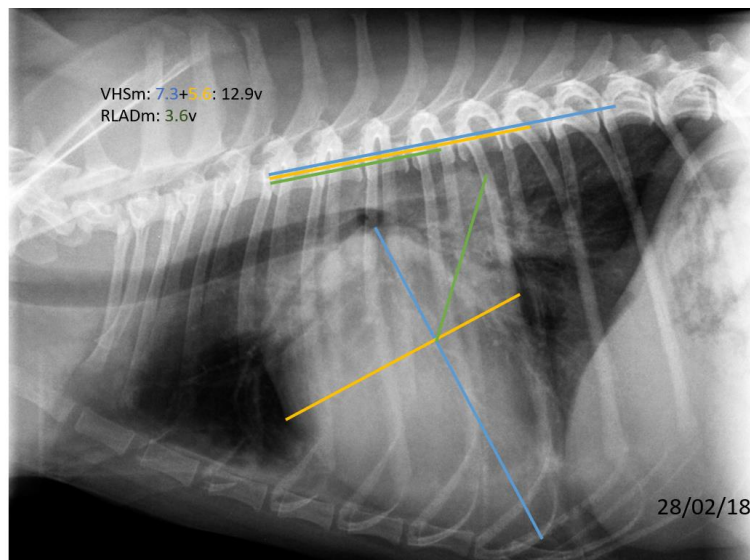


Figura 41 Medición del VHSm y RLADm en una proyección radiográfica lateral derecha de tórax. Las líneas azul y amarilla corresponden al eje largo y eje corto del VHSm, respectivamente. La línea verde corresponde a la RLADm.

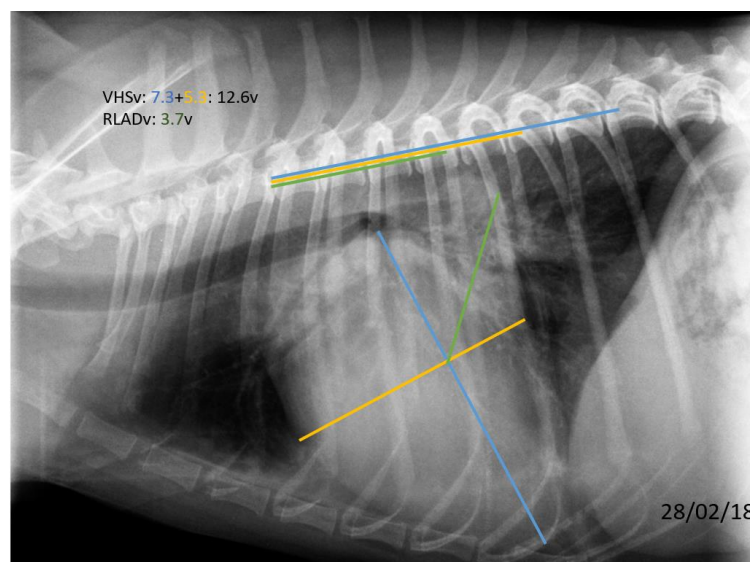


Figura 42 Medición del VHSv y RLADv en una proyección radiográfica lateral derecha de tórax. Las líneas azul y amarilla corresponden al eje largo y eje corto del VHSv, respectivamente. La línea verde corresponde a la RLADv.

3.3. Medidas ecocardiográficas

Ratio LA/Ao

Se obtuvo también la medida ecocardiográfica Ratio LA/Ao de los 59 perros utilizados en el **Estudio 1**, en el mismo momento de la radiografía. Esta medida se ha realizado por tres operadores diferentes: Iolanda Navalón, Conxita Martínez y Xavier Sánchez. Se midió utilizando el mismo procedimiento para todas las ecocardiografías, tal y como se describe en el apartado de *Ratio LA/Ao*, de la *Introducción* (Hansson et al., 2002). La Ao se midió a lo largo de



la comisura entre las valvas de la válvula aórtica coronaria derecha y no coronaria y el AI a lo largo de una línea que se extiende desde la comisura entre las valvas de la válvula aórtica coronaria izquierda y no coronaria hasta el margen distante del AI (**Figura 27**).

3.4. Creación de la base de datos y análisis estadístico

Después de realizar las medidas necesarias en las 66 radiografías, se recopilaron los datos en una hoja Excel. Estos datos se clasificaron en dos tablas, una para el **Estudio 1** de comparación de VHS, RLAD y VLAS, con 59 casos clínicos, y otra para el **Estudio 2** de las variaciones de VHS y RLAD, con 27 casos clínicos. El análisis estadístico de estos datos se procesó en el software JMP Pro v14. Se estableció $p < 0,05$ como nivel de significación estadística.

Para una primera descripción de las variables a estudiar en el Estudio 1, se generó las estadísticas básicas: media, desviación estándar, valor máximo y valor mínimo. Además, se usó el análisis de la curva ROC (acrónimo de *Receiver Operating Characteristic*) para concretar el valor de corte óptimo de las variables para detectar AAI, donde el Índice de Youden es mayor. Se describe también la sensibilidad, especificidad y el área bajo la curva (AUC) de dicha medida radiográfica para ese valor de corte. Seguidamente, se analizó la correlación de Pearson (r) con la función *Multivariante* de JMP Pro v14 entre cada una de las tres variables VHS, RLAD y VLAS con la variable Ratio LA/Ao.

En el Estudio 2, se analizó la correlación de Pearson (r) con la función *Multivariante* de JMP Pro v14 entre cada una de las variaciones del VHS (Buchanan & Bucheler, 1995) para detectar cardiomegalia. Además, se utilizó la herramienta “*Pares pareados*” de JMP para comparar las estimaciones del VHS mediante una prueba T-Student. Se han utilizado estas mismas dos pruebas estadísticas para comparar las variaciones de la RLAD.

4. Resultados – Estudio 1

4.1. Utilidad del VHS, RLAD y VLAS para la detección de AAI

Usando la información de 24 casos de pacientes caninos con AAI y 35 casos control sin este signo radiográfico y sin ninguna otra patología, se utiliza un modelo lineal de cada medida radiográfica (VHS, RLAD y VLAS) para determinar si dicha medida es útil para detectar aumento de tamaño del atrio izquierdo (AAI) (**Tabla 1**). Las casillas con asterisco (*) indican que hay diferencias significativas y, por lo tanto, que sí estiman la presencia de AAI.

Tabla 1 Valor de significación de VHS, RLAD y VLAS para la detección de AAI.

| | VHS | RLAD | VLAS |
|--------------------------------------|---------|---------|---------|
| Valor de significación (Ji cuadrado) | 0,0002* | 0,0002* | 0,0004* |

Se observa en la **Tabla 1** que las tres medidas radiográficas presentan nivel de significación estadística ($p < 0,05$) y, por lo tanto, son determinantes para detectar este signo radiográfico.

4.2. Estudio descriptivo de las variables

En las siguientes tablas se observan la media, la desviación estándar, el valor mínimo y el valor máximo de las tres medidas radiográficas en el estudio en cuestión, del grupo 1 (perros control o sin AAI; **Tabla 2**), del grupo 2 (perros con AAI; **Tabla 3**) y para el total de la población (**Tabla 4**).

Tabla 2 Estudio descriptivo de las variables VHS, RLAD y VLAS en el grupo 1.

| | VHS | RLAD | VLAS |
|---------------------------------|-----------------|----------------|----------------|
| Media \pm desviación estándar | 10,2 \pm 0,66 | 1,4 \pm 0,37 | 1,8 \pm 0,39 |
| Valor mínimo | 9 | 0,7 | 1,1 |
| Valor máximo | 11,3 | 2,1 | 3,3 |

Tabla 3 Estudio descriptivo de las variables VHS, RLAD y VLAS en el grupo 2.

| | VHS | RLAD | VLAS |
|---------------------------------|-----------------|----------------|----------------|
| Media \pm desviación estándar | 11,8 \pm 1,16 | 2,3 \pm 0,78 | 2,6 \pm 0,67 |
| Valor mínimo | 9,9 | 1 | 1,2 |
| Valor máximo | 14,1 | 3,8 | 3,6 |

Tabla 4 Estudio descriptivo de las variables VHS, RLAD y VLAS en ambos grupos.

| | VHS | RLAD | VLAS |
|---|-----------------|----------------|----------------|
| <i>Media \pm desviación estándar</i> | 10,8 \pm 1,18 | 1,8 \pm 0,84 | 2,1 \pm 0,64 |
| <i>Valor mínimo</i> | 9 | 0,7 | 1,1 |
| <i>Valor máximo</i> | 14,1 | 3,8 | 3,6 |

Comparando los datos de la **Tabla 2** y **3**, se observa menores valores en el grupo 1 que en el grupo 2. Esto es lógico ya que el grupo 1 se compone de los pacientes sin patologías cardíacas, mientras que en el grupo 2 se encuentran los pacientes con una Ratio LA/Ao $\geq 1,6$, es decir, pacientes con diagnóstico de AAI.

Curva ROC de las variables

La sensibilidad de un test diagnóstico es la capacidad del test para detectar la enfermedad. En este caso, la sensibilidad de la medida radiográfica sería la capacidad de dicha medida para detectar AAI en una radiografía. Por el contrario, la especificidad de un test diagnóstico es la probabilidad de clasificar correctamente a un individuo sano. Es decir, en este caso, la especificidad de la medida radiográfica es la capacidad para detectar correctamente que el individuo no presenta AAI en una radiografía.

Un gráfico de curva ROC se construye en base a la unión de distintos puntos de corte, correspondiendo el eje Y a la sensibilidad y el eje X a (1-especificidad) de cada uno de ellos. Así pues, la curva ROC ilustra la sensibilidad y especificidad de cada uno de los posibles puntos de corte de un test diagnóstico cuya escala de medición es continua (Cerdeira & Cifuentes, 2012). El punto de corte de una escala continua que determina la sensibilidad y especificidad más alta es aquel que corresponde al punto de la curva ROC más cercano al ángulo superior-izquierdo del gráfico. Este punto presenta el mayor índice de Youden, calculado según la fórmula [sensibilidad + (1 – especificidad)]. También es importante estudiar el área bajo la curva (*area under de curve*, AUC), que refleja la capacidad discriminativa de un test diagnóstico, es decir, su habilidad para distinguir pacientes sanos de los enfermos.

En las **Figuras 43, 44 y 45** se observa la curva ROC obtenida para cada una de las tres medidas radiográficas.

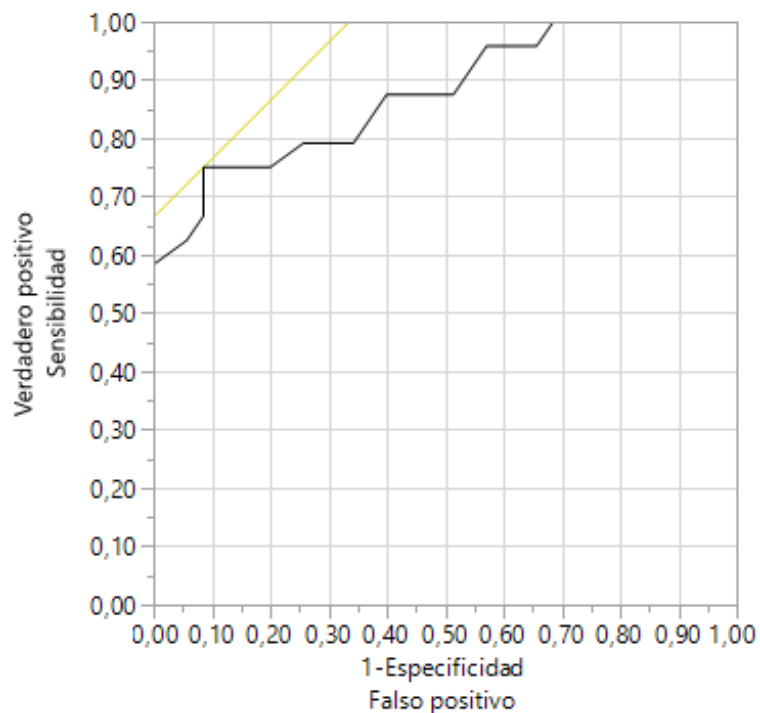


Figura 43 Curva ROC del VHS obtenida en este estudio. El valor de corte con mayor sensibilidad y especificidad es de **VHS = 11,1v**.

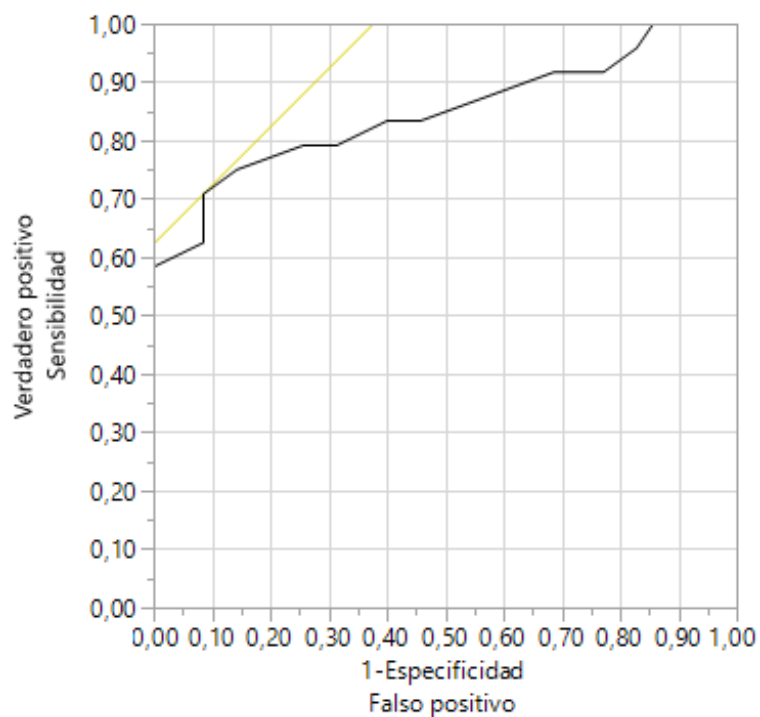


Figura 44 Curva ROC del RLAD obtenida en este estudio. El valor de corte con mayor sensibilidad y especificidad es de **RLAD = 2v**.

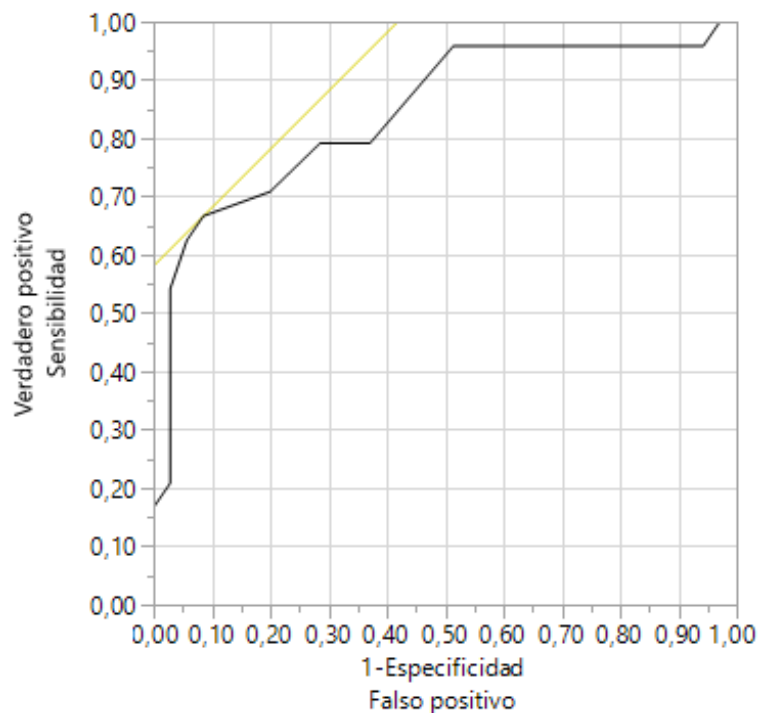


Figura 45 Curva ROC del VLAS obtenida en este estudio. El valor de corte con mayor sensibilidad y especificidad es de **VLAS = 2,2v.**

En la **Tabla 5**, están descritos los valores de corte óptimo obtenidos en este estudio con el máximo índice de Youden, descrito a continuación. También se observa la sensibilidad y especificidad de la prueba para este valor de corte y el área bajo la curva (AUC) de la curva ROC.

Tabla 5 Valores de corte óptimo de las variables VHS, RLAD y VLAS en el estudio.

| | VHS | RLAD | VLAS |
|-----------------------|------|------|------|
| Valor de corte óptimo | 11,1 | 2 | 2,2 |
| Índice de Youden | 0,66 | 0,62 | 0,58 |
| Sensibilidad | 75% | 71% | 67% |
| Especificidad | 91% | 91% | 91% |
| AUC | 0,86 | 0,85 | 0,84 |

Las tres variables presentan valores de especificidad iguales. Los valores de sensibilidad y AUC son muy parecidos, aunque el VHS presenta unos valores algo superiores, seguido de RLAD y, por último, VLAS.

4.3. Correlación entre las variables

En este apartado se estudia la correlación de las cuatro variables. A continuación, en la **Tabla 6**, se observa la correlación de Pearson (r) entre las variables de ambos grupos juntos.

Tabla 6 Valores de correlación (r) entre las variables Ratio LA/Ao, VHS, RLAD y VLAS de ambos grupos juntos.

| | <i>Ratio LA/Ao</i> | <i>VHS</i> | <i>RLAD</i> |
|-------------|--------------------|------------|-------------|
| <i>VHS</i> | 0,7780 | | |
| <i>RLAD</i> | 0,6565 | 0,7606 | |
| <i>VLAS</i> | 0,6802 | 0,7709 | 0,8399 |

La correlación de Pearson (r) muestra la relación que existe entre estas cuatro variables (pendiente). Se observa que hay una correlación media-fuerte entre las tres variables a estudiar y la Ratio LA/Ao. También se observa una correlación más fuerte entre RLAD y VLAS.

La probabilidad de correlación descrita a continuación (**Tabla 7**) indica que todas las correlaciones son significativas, ya que todas las casillas con asterisco (*) tienen un nivel de significación $p < 0,05$.

Tabla 7 Probabilidad de correlación entre las variables Ratio LA/Ao, VHS, RLAD y VLAS.

| | <i>Ratio LA/Ao</i> | <i>VHS</i> | <i>RLAD</i> |
|-------------|--------------------|------------|-------------|
| <i>VHS</i> | <,0001* | | |
| <i>RLAD</i> | <,0001* | <,0001* | |
| <i>VLAS</i> | <,0001* | <,0001* | <,0001* |

La **Figura 46** muestra la correlación que existe entre las cuatro variables de manera gráfica. Se comprueba que las variables LA/Ao y VHS tienen una tendencia algo más lineal y con menor área sombreada (dispersión de los datos) que con RLAD y VLAS.

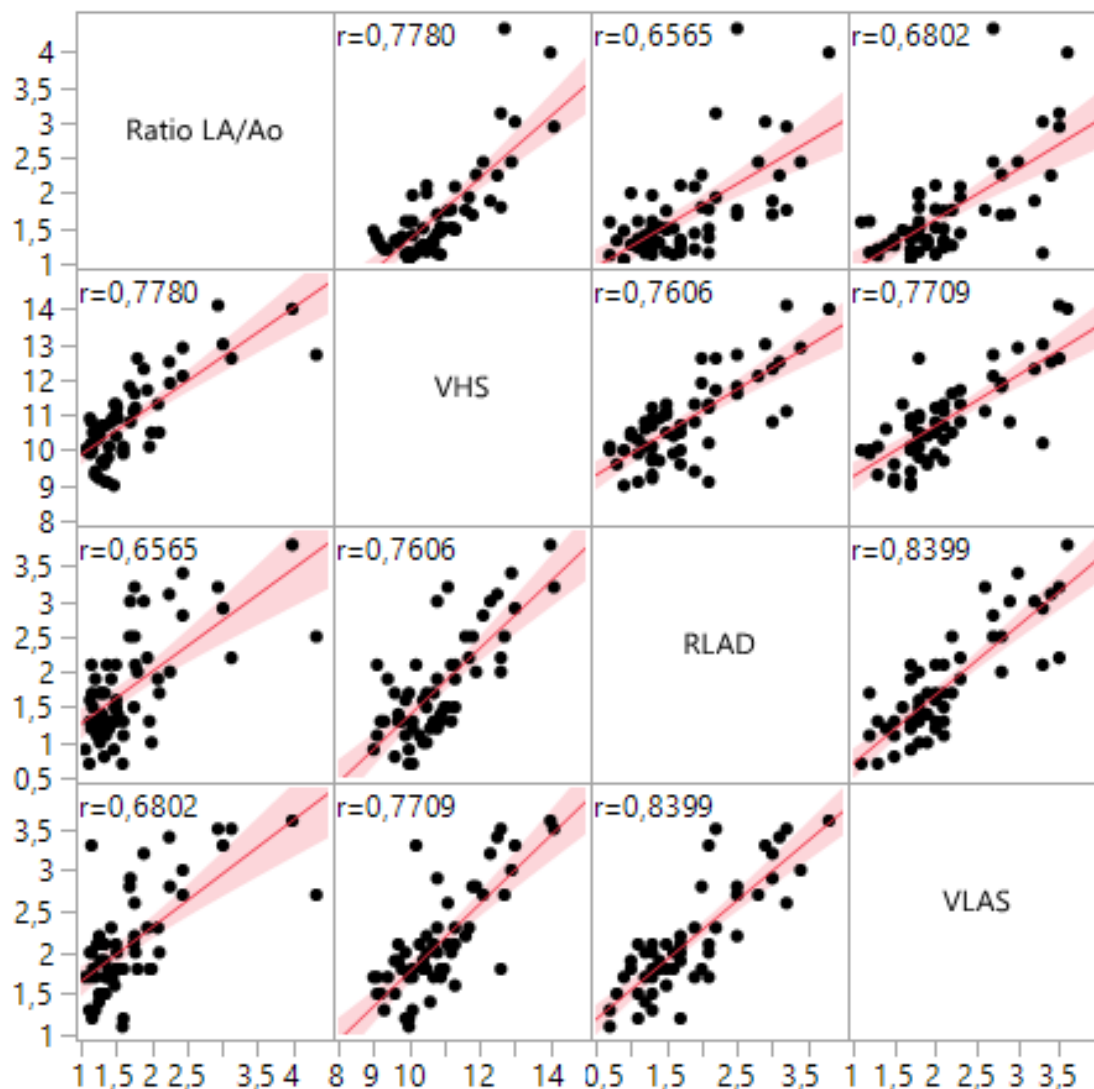


Figura 46 Matriz de gráficos de dispersión de las variables Ratio LA/Ao, VHS, RLAD y VLAS.

5. Resultados – Estudio 2

La medida radiográfica RLAD depende del VHS para su trazado, y éste se puede obtener utilizando distintas metodologías que afectan directamente al eje cardíaco menor. Por esta razón, se compara a continuación las cuatro metodologías diferentes para obtener VHS, descritos anteriormente en el apartado de *Introducción*: VHS máxima amplitud (VHS) (Buchanan & Bucheler, 1995), VHS límite dorsal (VHSd) (Buchanan, 2000), VHS límite ventral (VHSv) (Hernández López & Machen, 2012) y VHS límite medio (VHSm) (Lord et al., 2011). Además, se estudiará el efecto de esta variación en el cálculo de RLAD.

5.1. Comparación de las variaciones de VHS

Para la comparación de las distintas metodologías para calcular el VHS, se realizarán dos pruebas estadísticas a continuación, donde se comparará el VHS (Buchanan & Bucheler, 1995) con sus tres variaciones.

Correlación entre las variaciones de VHS

Por una parte, se mide la correlación de Pearson (r) entre el VHS y sus tres variaciones (VHSd, VHSv y VHSm; **Tabla 8**).

Tabla 8 Valores de correlación (r) entre las variaciones del VHS.

| | VHSd | VHSv | VHSm |
|------|--------|--------|--------|
| VHSv | 0,9600 | | |
| VHSm | 0,9700 | 0,9885 | |
| VHS | 0,9596 | 0,9836 | 0,9900 |

La correlación de Pearson (r) muestra la relación que existe entre estas cuatro variaciones. Se observa una correlación muy fuerte entre el VHS con las tres restantes, sobre todo con el VHSm.

La probabilidad de correlación descrita a continuación (**Tabla 9**) indica que todas las correlaciones son fuertes, es decir, altamente significativas, ya que todas las casillas con asterisco (*) tienen un nivel de significación $p < 0,05$.

Tabla 9 Probabilidad de correlación entre las variaciones del VHS.

| | VHSd | VHSv | VHSm |
|------|---------|---------|---------|
| VHSm | <,0001* | | |
| VHSd | <,0001* | <,0001* | |
| VHS | <,0001* | <,0001* | <,0001* |

La **Figura 47** muestra la correlación que existe entre las cuatro variaciones de manera gráfica. Se comprueba que el VHS tiene una tendencia algo más lineal y con menor área sombreada con VHSm que con VHSd y VHSv. También se muestra una tendencia más lineal de VHSv con el VHSm.

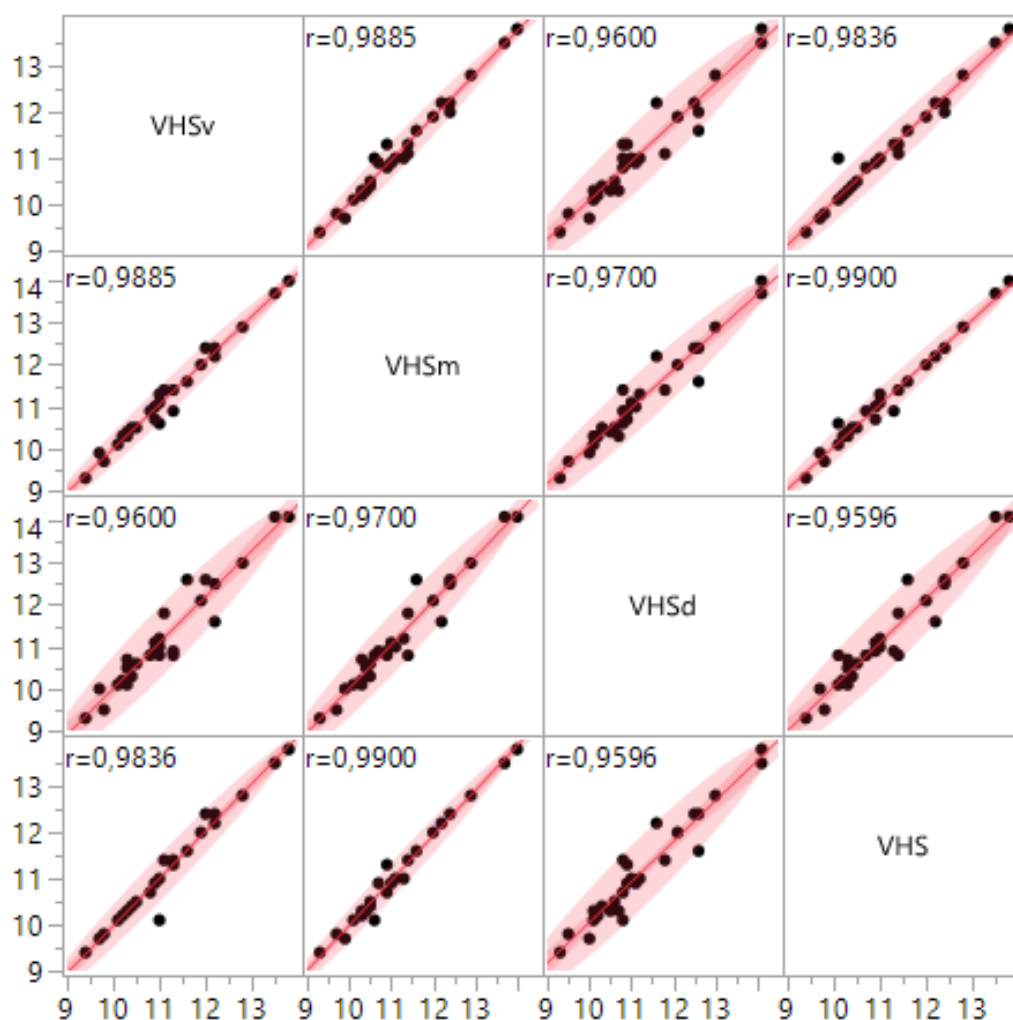


Figura 47 Matriz de gráficos de dispersión de las variaciones VHSv, VHSm, VHSd y VHS.

T-test entre las variaciones de VHS

Por otra parte, con el fin de realizar otra comparación entre estas cuatro variaciones, se lleva a cabo un T-test entre los datos pareados para cada par de variables en cada animal. Este T-test compara los datos de cada animal analizados por un método respecto a otro método y nos indica si, en su conjunto, los datos difieren entre variables. En la **Tabla 10** se presentan los datos resultantes del T-test.

Tabla 10 T-test entre las variaciones del VHS. Las celdas de color verde indican las parejas de variaciones que no difieren según este test.

| | VHSd | VHSm | VHSv |
|------|---|---|--|
| VHSm | Diferencia de las medias=0,05 Error estándar=0,06 Prob > t = 0,3917 | | |
| VHSv | Diferencia de las medias=0,11 Error estándar=0,07 Prob > t = 0,1402 | Diferencia de las medias=0,06 Error estándar=0,04 Prob > t = 0,1301 | |
| VHS | Diferencia de las medias=0,10 Error estándar=0,07 Prob > t = 0,1442 | Diferencia de las medias=0,05 Error estándar=0,03 Prob > t = 0,1144 | Diferencia de las medias=0,004 Error estándar=0,04 Prob > t = 0,9271 |

Tal y como se observa en la **Tabla 10**, no existen diferencias significativas entre ninguna de las cuatro variaciones. Esto quiere decir que, si tomamos VHS como el dato de referencia, este valor podría ser reemplazado por VHSd, VHSm y VHSv.

5.2. Efecto de las variaciones del VHS en el cálculo de la RLAD

Como se ha explicado con anterioridad, la RLAD depende del VHS. Así pues, las diferentes metodologías para la obtención del VHS pueden afectar al cálculo de RLAD. A continuación, se comprobará dicha contribución con dos pruebas estadísticas diferentes.

Correlaciones entre las variaciones de RLAD

Para determinar la validez de la RLADm, RLADv y RLADmax para detectar AAI, se comparan dichas medidas con la RLAD (Xavier Sánchez Salguero et al., 2018). El ajuste de los datos a la recta de correlación se muestra en la **Tabla 11**.

Tabla 11 Correlación de Pearson (r) entre RLAD y sus variaciones RLADm, RLADv y RLADmax.

| | RLADv | RLADm | RLAD |
|---------|--------|--------|--------|
| RLADm | 0,9542 | | |
| RLAD | 0,9058 | 0,8851 | |
| RLADmax | 0,9293 | 0,8808 | 0,8384 |

Se observa correlación fuerte de las tres variaciones con el RLAD, aunque destaca RLADv ($r=0,9058$), por encima de RLADm (0,8851) y la RLADmax (0,8384).

La probabilidad de correlación descrita a continuación (**Tabla 12**) indica que todas las correlaciones son fuertes, es decir, altamente significativas, ya que todas las casillas con asterisco (*) tienen un nivel de significación $p<0,05$.

Tabla 12 Probabilidad de correlación entre las variaciones del RLAD.

| | RLADv | RLADm | RLAD |
|---------|---------|---------|---------|
| RLADm | <,0001* | | |
| RLAD | <,0001* | <,0001* | |
| RLADmax | <,0001* | <,0001* | <,0001* |

La **Figura 48** muestra la correlación que existe entre las cuatro variaciones de manera gráfica. Se comprueba que las variaciones RLAD y RLADv tienen una tendencia algo más lineal y con menor área sombreada que RLAD con RLADm y RLADmax. También se muestra una tendencia lineal de RLADm y RLADv.

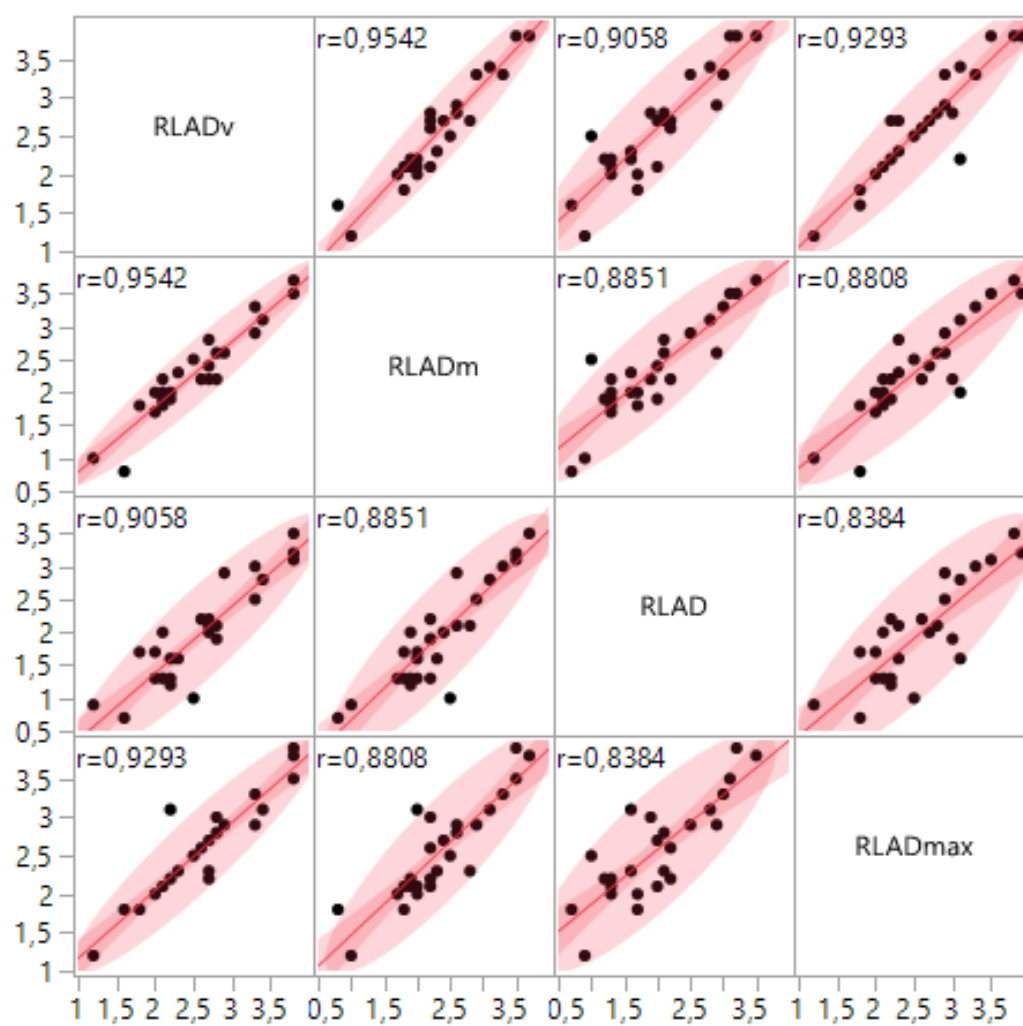


Figura 48 Matriz de gráficos de dispersión de las variaciones RLADv, RLADm, RLAD y RLADmax.

T-test entre las variaciones de RLAD

Con el fin de detallar más el efecto de las variaciones del VHS en el cálculo de RLAD, se realiza otra prueba estadística llamada T-test, para determinar si hay diferencias entre las variaciones de la RLAD (**Tabla 13**).

Tabla 13 T-test entre las variaciones de RLAD. Las celdas de color rojo indican las parejas de variaciones que difieren según este test, mientras que en verde se señalan las medidas RLAD que no difieren.

| | RLAD | RLADm | RLADv |
|---------|--|--|---|
| RLADm | Diferencia de las medias=0,39 Error estándar=0,07 Prob > t <0,0001* | | |
| RLADv | Diferencia de las medias=0,61 Error estándar=0,06 Prob > t <0,0001* | Diferencia de las medias=0,23 Error estándar=0,04 Prob > t <0,0001* | |
| RLADmax | Diferencia de las medias=0,60 Error estándar=0,08 Prob > t <0,0001* | Diferencia de las medias=0,21 Error estándar=0,06 Prob > t <0,0001* | Diferencia de las medias=0,02 Error estándar=0,05 Prob > t =0,7048 |

Se muestra en la **Tabla 13** que existen diferencias significativas entre las cuatro variaciones de RLAD excepto entre RLADv y RLADmax. Esto quiere decir que ninguna de las variaciones de RLAD serían una fiel representación de esta.

6. Discusión

6.1. Comparación entre VHS, RLAD y VLAS

El objetivo del estudio fue comparar VHS, RLAD y VLAS para la detección de AAI en un examen radiográfico. Para ello, se midió la sensibilidad, especificidad y AUC de las tres medidas radiográficas. Además, se correlacionaron estas tres con la Ratio LA/Ao, ya que es la medida más utilizada para detectar AAI y para controlar su evolución.

En el apartado de *Resultados*, se muestran los valores de corte óptimos en el estudio para las variables RLAD y VLAS (**Tabla 5**). Estos valores son los siguientes: 2v y 2,2v, respectivamente. En la **Tabla 14** se muestran estos datos en los estudios que describieron por primera vez estas medidas radiográficas, descritos en el apartado de *Introducción*, con el fin de compararlos con los resultantes en el presente estudio.

Tabla 14 Valores de corte óptimo de las variables RLAD (Xavier Sánchez Salguero et al., 2018) y VLAS (Kathryn L. Phillips et al., 2018) en los estudios originales.

| | RLAD | VLAS |
|---|-------|------|
| <i>Valor de corte óptimo</i> | 1,8 | 2,4 |
| <i>Índice de Youden</i> | 0,90 | 0,90 |
| <i>Sensibilidad</i> | 93,5% | 81% |
| <i>Especificidad</i> | 96,8% | 77% |
| <i>AUC</i> | 0,97 | 0,88 |
| <i>Correlación con la Ratio LA/Ao (r)</i> | 0,84 | 0,70 |

Los valores obtenidos en nuestro estudio son parecidos a los descritos en los estudios originales, aunque con una sensibilidad, especificidad, AUC y correlación con la Ratio LA/Ao inferiores respecto a los mismos. Estas diferencias pueden ser debidas a una serie de factores, que se describen a continuación.

En estudios con un mayor tamaño de muestra, las estimaciones son más precisas y con menor riesgo de error. Por lo tanto, puede ser un motivo de estas diferencias el menor tamaño muestral del estudio.

También pueden ser debidas a la variabilidad intraobservador e interobservador y a la **experiencia** del mismo, la cual podría repercutir significativamente en los valores de corte hallados. En un artículo publicado en 2005 (Hansson et al., 2005) se hizo un estudio con 50 perros para comprobar la variabilidad interobservador entre operadores de distintas

experiencias al calcular el VHS. La diferencia media entre los 16 observadores fue de $1,05 \pm 0,32$, y la diferencia media entre los individuos de cada grupo de observadores (con distinta experiencia) fue de aproximadamente 0,5 v para todos. Sería interesante poder realizar un estudio para concretar esta variabilidad en el presente estudio.

Además, al no disponer de la información de las razas, puede haber diferencias interraciales que tampoco se haya contemplado. Este es un objetivo también interesante para futuros estudios: encontrar el valor de corte óptimo para las diferentes razas de perros, al igual que existen actualmente estos parámetros para el VHS.

Por otro lado, es muy importante mencionar también que las diferencias pueden ser a causa de las diferentes fases de EDVM de la población estudiada, ya que los perros han sido recopilados arbitrariamente. Para ello, se comparan las poblaciones de perros con EDVM de este estudio con las poblaciones de los estudios originales de RLAD (Xavier Sánchez Salguero et al., 2018) y VLAS (Kathryn L. Phillips et al., 2018) (**Tabla 15**).

Tabla 15 Fases de EDVM de los perros del presente estudio, del de RLAD y del de VLAS.

| <i>Estudios</i> | <i>Tamaño muestral</i> | <i>Control</i> | <i>Fase B2</i> | <i>Fase C-D</i> |
|-------------------------|------------------------|----------------|----------------|-----------------|
| <i>Presente estudio</i> | 59 | 24 (40%) | 23 (40%) | 12 (20%) |
| <i>RLAD</i> | 77 | 31 (40%) | 22 (29%) | 24 (31%) |
| <i>VLAS</i> | 103 | 55 (54%) | 26 (25%) | 22 (21%) |

Se observa en la **Tabla 15** un porcentaje de la población en **fase B2** superior en el presente estudio (40%) en comparación con los estudios originales de las medidas radiográficas (25-29%). Una mayor proporción de perros en estados iniciales de la enfermedad provoca que haya muchos valores al límite y, por lo tanto, puede ser la causa de que la sensibilidad de las medidas radiográficas y la correlación con la Ratio LA/Ao haya resultado algo inferiores, en comparación con los estudios originales.

Artículos relacionados con VHS, RLAD y VLAS

Un artículo acerca del VHS (Sánchez et al., 2012) estudió una metodología más sencilla para la obtención del VHS (llamado *Objective VHS*), donde la suma de las longitudes de los ejes largo y corto de la silueta cardíaca obtenida en centímetros mediante una regla métrica se convierte posteriormente en unidades de longitud vertebral mediante un método de estandarización directa. La conclusión final del estudio fue que no hubo diferencias significativas con el VHS



original. Puede ser de interés realizar estudios sobre RLAD y VLAS para estandarizar las medidas en centímetros, y evitarse así trasponer los ejes al borde craneal de la T4.

En cuanto a la RLAD, se publicó un artículo donde se estudiaban dos nuevas medidas radiográficas que podrían ser más precisas en los casos en que los límites del AI no están bien definidos: Br-Spine y RLAD-Spine. Dichas medidas, finalmente, fueron menos sensibles que RLAD en la detección de AAI en perros (X. Sánchez Salguero et al., 2019), ya que obtuvieron una sensibilidad del 32% y 64%, respectivamente, mientras que la RLAD en dicho artículo tuvo la sensibilidad del 96%. En este artículo también se observa una sensibilidad de la RLAD para detectar casos de AAI en perros superior al artículo original de la medida, donde aún se encuentra más diferencia con la sensibilidad hallada en el presente artículo.

Recientemente, se ha publicado un artículo donde se ha evaluado la utilidad del VLAS en la estadificación de la EDVM (Mikawa et al., 2020), y se concluye que se puede usar un valor de corte de VLAS 2.5v para diferenciar a los perros que han alcanzado el estadio B2 del B1 en la clasificación ACVIM. Sin embargo, se ha publicado otro artículo referente al VLAS, donde la conclusión final es que el rendimiento del VHS junto con el VLAS para predecir AAI fue similar al rendimiento del VHS solo (Poad et al., 2020). La diferenciación entre pacientes B1 y B2 es muy importante, ya que las pautas de los tratamientos propuestos por el *American College of Veterinary Internal Medicine* (ACVIM) dependen de la fase de la EDVM en la que se encuentren (Keene et al., 2019).

6.2. Variaciones del VHS y RLAD

El objetivo principal del Estudio 2 era comprobar si las cuatro metodologías para calcular el VHS descritas en el apartado de *Introducción* presentaban diferencias significativas, o si, tal y como se esperaba antes de realizar el estudio, no habría diferencias entre utilizar una metodología u otra. Además, ya que la RLAD depende directamente del VHS, se quería comprobar su impacto en esta medida radiográfica. Para ello, se compara el VHS descrito por Buchanan y Bucheler en el año 1995 (Buchanan & Bucheler, 1995) en función de las otras tres variaciones, ya que es la medida estándar que se publicó para detectar cardiomegalia, y la más utilizada desde entonces.

Como se puede comprobar en el apartado de *Resultados*, las correlaciones asociadas entre estas variables son muy fuertes, además de que no existen diferencias significativas entre estas variaciones. Se concluye que todas las variaciones del VHS son reemplazables para la detección de cardiomegalia. Esto es lógico, ya que se aprecia muy poca diferencia entre los



límites ventral y dorsal de la vena cava caudal y el punto de máxima amplitud cardíaca a la hora de realizar las mediciones en las radiografías.

También se estudia la consecuencia de esta variación del VHS en el cálculo de RLAD. Para ello, se compara RLAD con sus tres variaciones (RLADm, RLADv y RLADmax). Se comprueba en la **Tabla 13** que existen diferencias significativas para todas las variaciones de RLAD, a pesar de que en el VHS no haya diferencias entre sí. Esto significa que el estudio de RLAD en una radiografía es distinto si se mide a partir de un VHS u otro. Puede ser debido a que el tamaño del atrio izquierdo es considerablemente más pequeño que el tamaño de la silueta cardíaca, por lo que la diferencia que hay en el cálculo del VHS entre sus variaciones repercute menos a la estimación de la silueta cardíaca que a una estructura de menor tamaño. Además, cuanto más lejos de la unión atrio-ventricular esté el eje menor, más se sobreestima la RLAD, ya que ésta se definió a partir del límite dorsal del VHS porque, anatómicamente, a partir del punto medio de la altura de VCC ya se encuentra el ventrículo.

Con el fin de demostrar esta hipótesis, se ha realizado un pequeño estudio, donde se comprueba el desplazamiento de la RLAD cuando se desplaza el eje menor del VHS 2mm hacia ventral. Para ello, se han utilizado tres radiografías diferentes: una con el eje menor del VHS en el límite dorsal de la VCCd, otra con el eje menor del VHS a nivel de máxima amplitud cardíaca y, por último, con el eje menor del VHS a la media altura de la VCCd (**Tabla 13**, Radiografía 1, 2 y 3, respectivamente).

Tabla 16 Desplazamiento de RLAD al desplazar el eje menor del VHS (Buchanan, 2000).

| <i>Radiografía</i> | <i>Desplazamiento eje menor VHS (mm)</i> | <i>Desplazamiento eje menor VHS (v)</i> | <i>Desplazamiento RLAD (v)</i> |
|--------------------|--|---|--------------------------------|
| 1 | 0 (límite dorsal) | 5,7v | 3,3v |
| | 2 mm hacia ventral | 5,3v | 3,6v |
| 2 | 0 (máx. amplitud) | 4,9v | 3,4v |
| | 2 mm hacia ventral | 5v | 3,6v |
| 3 | 0 (límite medio) | 5v | 3,1v |
| | 2 mm hacia ventral | 4,8v | 3,6v |

En la *Radiografía 1*, hay un desplazamiento de -0,4v en el VHS, mientras que en la RLAD se desplaza 0,3v. En la *Radiografía 2* la diferencia es menor ya que el VHS se desplaza 0,1v, y la RLAD 0,2v. En la *Radiografía 3* también se hay una diferencia notable, ya que el VHS se desplaza -0,2v, y la RLAD 0,5v.



De esta manera, se corrobora la hipótesis de que el efecto que hay en el desplazamiento del eje menor del VHS es mucho mayor al calcular la RLAD, y es por esta razón que no existen diferencias significativas entre las variaciones del VHS, pero sí entre las de la RLAD. Así pues, es imprescindible especificar cómo se debe calcular la RLAD, debido a las diferencias que hay en función del eje menor del VHS. Sería interesante realizar un estudio para encontrar el valor de corte óptimo para la medida RLADm, es decir, la variación de la RLAD a partir del VHS (Lord et al., 2011), ya que es diferente de la RLAD original (como se comprueba en el presente estudio) y es la única variación que incluye el atrio izquierdo sin incluir parte del ventrículo izquierdo.

6.3. Limitaciones del estudio

El planteamiento inicial era monitorizar el aumento del atrio izquierdo para predecir el momento del fallo cardíaco utilizando la RLAD como medida radiográfica. Dado que la principal limitación ha sido una muestra poblacional reducida por no disponer de controles radiográficos y ecocardiográficos para un mismo paciente, se tuvo que replantear el estudio y adaptarlo a la muestra reunida.

Por otro lado, la muestra del estudio se obtuvo de manera arbitraria en cuanto a raza, edad, sexo ni estados de la EDVM, de manera que puede no ser representativa de la población canina general. Además, no se consiguieron algunos datos de razas, edad y sexo, por lo que no se pudo evaluar su efecto.



7. Conclusiones

Dados los resultados obtenidos en este proyecto, y considerando la discusión previa, se han llegado a las siguientes conclusiones para el Estudio 1:

- Tanto el VHS, como la RLAD y el VLAS son medidas radiográficas útiles a la hora de detectar el aumento de tamaño del atrio izquierdo.
- Las medidas radiográficas VHS, RLAD y VLAS son parecidas en cuanto a sensibilidad para detectar pacientes con AAI.
- Los valores de corte óptimos en este estudio han sido 11.1v, 2v y 2.2v para las variables VHS, RLAD y VLAS, respectivamente.
- Las correlaciones de las medidas radiográficas VHS, RLAD y VLAS con la Ratio LA/Ao han sido 0.7780, 0.6565 y 0.6802, respectivamente.

Dados los resultados obtenidos en este proyecto, y considerando la discusión previa, se han llegado a las siguientes conclusiones para el Estudio 2:

- No existen diferencias significativas entre las variaciones del VHS.
- La RLAD no es sustituible por ninguna de sus variantes (RLADm, RLADv, RLADmax).



8. Bibliografía

- Abbott, J. A., Armstrong, J., Atkins, C., & Baty, C. (2000). SMALL ANIMAL CARDIOLOGY SECRETS. In North. <https://doi.org/10.1016/B978-1-56053-352-8.50001-8>
- Anson, A., & Millan, L. (2013). RADIOLOGÍA y ECOGRAFÍA. Asociación De Veterinarios Españoles Especialistas En Pequeños Animales. http://www.avepa.org/pdf/proceedngs/RADIOLOGIA_ECOGRAFIA_PROCEEDING2013.pdf
- Boon, June A. 2011. *Veterinary Echocardiography*. Second Edi. WILEY Blackwell.
- Borgarelli, M., & Buchanan, J. W. (2012). Historical review, epidemiology and natural history of degenerative mitral valve disease. *Journal of veterinary cardiology: the official journal of the European Society of Veterinary Cardiology*, 14(1), 93–101. <https://doi.org/10.1016/j.jvc.2012.01.011>
- Boswood, A., Gordon, S. G., Häggström, J., Wess, G., Stepien, R. L., Oyama, M. A., Keene, B. W., Bonagura, J., MacDonald, K. A., Patteson, M., Smith, S., Fox, P. R., Sanderson, K., Woolley, R., Szatmári, V., Menaut, P., Church, W. M., O'Sullivan, M. L., Jaudon, J. P., ... Watson, P. (2018). Longitudinal Analysis of Quality of Life, Clinical, Radiographic, Echocardiographic, and Laboratory Variables in Dogs with Preclinical Myxomatous Mitral Valve Disease Receiving Pimobendan or Placebo: The EPIC Study. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 32(1), 72–85. <https://doi.org/10.1111/jvim.14885>
- Buchanan J. W. (2000). Vertebral scale system to measure heart size in radiographs. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, 30(2), 379–vii. [https://doi.org/10.1016/S0195-5616\(00\)50027-8](https://doi.org/10.1016/S0195-5616(00)50027-8)
- Buchanan, J. W., & Bücheler, J. (1995). Vertebral scale system to measure canine heart size in radiographs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 206(2), 194–199.
- Cerda, J., & Cifuentes, L. (2012). Uso de curvas ROC en investigación clínica: Aspectos teórico-prácticos [Using ROC curves in clinical investigation: theoretical and practical issues]. *Revista chilena de infectología: organo oficial de la Sociedad Chilena de Infectología*, 29(2), 138–141. <https://doi.org/10.4067/S0716-10182012000200003>
- Fox, P. R., Sisson, D., & Moïse, N. S. (1998). *Textbook of canine and feline cardiology: Principles and clinical practice*. Philadelphia: Saunders.



- Gómez Ochoa, Pablo, & Iván Sosa Samper. 2014. *Cardiología 3D En Pequeños Animales: Bases Fisiopatológicas y Claves Diagnósticas*. Servet editorial.
- Häggström, J., Boswood, A., O'Grady, M., Jöns, O., Smith, S., Swift, S., Borgarelli, M., Gavaghan, B., Kresken, J. G., Patteson, M., Åblad, B., Bussadori, C. M., Glaus, T., Kovačević, A., Rapp, M., Santilli, R. A., Tidholm, A., Eriksson, A., Belanger, M. C., ... DiFruscia, R. (2013). Longitudinal Analysis of Quality of Life, Clinical, Radiographic, Echocardiographic, and Laboratory Variables in Dogs with Myxomatous Mitral Valve Disease Receiving Pimobendan or Benazepril: The QUEST Study. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 27(6), 1441–1451. <https://doi.org/10.1111/jvim.14885>
- Hansson, K. (2004). Diagnostic imaging of cardiopulmonary structures in normal dogs and dogs with mitral regurgitation (Issue August). Swedish University of Agricultural Sciences.
- Hansson, K., Häggström, J., Kvart, C., & Lord, P. (2002). Left atrial to aortic root indices using two-dimensional and M-mode echocardiography in cavalier King Charles Spaniels with and without left atrial enlargement. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 43(6), 568–575. <https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.2002.tb01051.x>
- Hansson, K., Häggström, J., Kvart, C., & Lord, P. (2005). Interobserver variability of vertebral heart size measurements in dogs with normal and enlarged hearts. *Veterinary radiology & ultrasound : the official journal of the American College of Veterinary Radiology and the International Veterinary Radiology Association*, 46(2), 122–130. <https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.2005.00024.x>
- Hernández López, J., & Machen, M. C. (2012). Radiographic vertebral heart size and left atrial bisecting line. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 26 (3), 720–720.
- Jiménez Perdomo, O., Rubio Escobar, Á. M., Otaña Jossa, D., Gómez Hoyos, P. F., & Valencia Hernández, A. F. (2015). Cardiomiopatía dilatada por degeneración valvular mixomatosa en perro de raza mestiza. *Revista Electronica de Veterinaria*, 16(1), 1-11.
- Karla Calderón, O., Roberto Dávila, F., & César Gavidia, C. (2014). Casuística de enfermedades cardíacas en caninos. *Revista de Investigaciones Veterinarias Del Perú*, 25(3), 399–405.



- Kathryn L. Phillips, Johnson, L. R., Malcolm, E. L., & Visser, L. C. (2018). Diagnostic value of vertebral left atrial size as determined from thoracic radiographs for assessment of left atrial size in dogs with myxomatous mitral valve disease. *Departments of Medicine and Epidemiology, and Surgical and Radiological Science*, 253, 1038–1045.
- Kealy, J. K., McAllister, H., & Graham, J. P. (2011). Diagnostic radiology and ultrasonography of the dog and cat. In Saunders Elsevier.
- Keene, B. W., Atkins, C. E., Bonagura, J. D., Fox, P. R., Häggström, J., Fuentes, V. L., Oyama, M. A., Rush, J. E., Stepien, R., & Uechi, M. (2019). ACVIM consensus guidelines for the diagnosis and treatment of myxomatous mitral valve disease in dogs. *Journal of veterinary internal medicine*, 33(3), 1127–1140. <https://doi.org/10.1111/jvim.15488>
- Kittleson, M. D. 2016. *Manual Merck de Veterinaria*. Sexta Edic. Oceano/centrum.
- Konig, H. E., & Liebiech, H.-G. (2011). Anatomía de los animales domésticos: órganos, sistema circulatorio y sistema nervioso (2a edición). Editorial Médica Panamericana.
- Lamb, C. R., Wikeley, H., Boswood, A., & Pfeiffer, D. U. (2001). Use of breed-specific ranges for the vertebral heart scale as an aid to the radiographic diagnosis of cardiac disease in dogs. *The Veterinary Record*, 146, 707–711.
- Lord, P. F., Hansson, K., Carnabuci, C., Kvart, C., & Haggstrom, J. (2011). Radiographic Heart Size and Its Rate of Increase as Tests for Onset of Congestive Heart Failure in Cavalier King Charles Spaniels with Mitral Valve Regurgitation. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 1312–1319.
- Mauragis, D., & Berry, C. R. (2011). Small Animal Thoracic Radiography. *Today's Veterinary Practice*, 1(2), 45–50.
- Mikawa, S., Nagakawa, M., Ogi, H., Akabane, R., Koyama, Y., Sakatani, A., Ogawa, M., Miyakawa, H., Shigemoto, J., Tokuriki, T., Toda, N., Miyagawa, Y., & Takemura, N. (2020). Use of vertebral left atrial size for staging of dogs with myxomatous valve disease. *Journal of Veterinary Cardiology*, 30, 92–99. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jvc.2020.06.001>
- Paolinelli, P. (2013). Principios físicos e indicaciones clínicas del ultrasonido Doppler. *Revista Medicina Clínica Condes*, 24(1), 139–148.



- Penninck, Dominique, and Marc-André D'Anjou. 2015. *Small Animal Ultrasonography*. Second Edi. WILEY Blackwell.
- Poad, M. H., Manzi, T. J., Oyama, M. A., & Gelzer, A. R. (2020). Utility of radiographic measurements to predict echocardiographic left heart enlargement in dogs with preclinical myxomatous mitral valve disease. *Journal of Veterinary Internal Medicine*. <https://doi.org/10.1111/jvim.15854>
- Rishniw, Ma., & Erb, H. N. (2000). Evaluation of Four 2-Dimensional Echocardiographic Methods of Assessing Left Atrial Size in Dogs. *NASPA Journal*, 42(4), 1. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Rodríguez Perón, J. M., Mora González, S. R., & Menéndez López, J. R. (2005). Activación neurohormonal en la insuficiencia cardíaca congestiva crónica. *Revista Cubana de Medicina Militar*.
- Sánchez Salguero, X., Prandi, D., Llabrés-Díaz, F., Manzanilla, E. G., Badiella, L., & Bussadori, C. (2019). Heart to spine measurements to detect left atrial enlargement in dogs with mitral insufficiency. *Irish Veterinary Journal*, 72(1), 1–4. <https://doi.org/10.1186/s13620-019-0152-6>
- Sánchez Salguero, Xavier, Prandi, D., Llabrés-Díaz, F., Manzanilla, E. G., & Bussadori, C. (2018). A radiographic measurement of left atrial size in dogs. *Irish Veterinary Journal*, 71(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s13620-018-0137-x>
- Sánchez, X., Prandi, D., Badiella, L., Vázquez, A., Llabrés-Díaz, F., Bussadori, C., & Domènech, O. (2012). A new method of computing the vertebral heart scale by means of direct standardisation. *Journal of Small Animal Practice*, 53(11), 641–645. <https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2012.01288.x>
- Schrope D. P. (2015). Prevalence of congenital heart disease in 76,301 mixed-breed dogs and 57,025 mixed-breed cats. *Journal of veterinary cardiology: the official journal of the European Society of Veterinary Cardiology*, 17(3), 192–202. <https://doi.org/10.1016/j.jvc.2015.06.001>
- Silva-Falcón, M. (2013). Cardiac remodeling: from macroscopic aspects to molecular structure. *Avances Cardiol*, 33(1), 45–52. <http://www.sscardio.org/wp-content/uploads/2013/05/remodelado.pdf>



- Summerfield, N. J., Boswood, A., O'Grady, M. R., Gordon, S. G., Dukes-McEwan, J., Oyama, M. A., Smith, S., Patteson, M., French, A. T., Culshaw, G. J., Braz-Ruivo, L., Estrada, A., O'Sullivan, M. L., Loureiro, J., Willis, R., & Watson, P. (2012). Efficacy of Pimobendan in the Prevention of Congestive Heart Failure or Sudden Death in Doberman Pinschers with Preclinical Dilated Cardiomyopathy (The PROTECT Study). *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 26(6), 1337–1349. <https://doi.org/10.1111/j.1939-1676.2012.01026.x>
- Thrall, Donald E. 2018. *Veterinary Diagnostic Radiology*. Sevent Ed. Elsevier.
- Unzueta Galarza, A., & Sever Bermejo, J. R. (2009). Manual de posiciones y proyecciones radiológicas en el perro. Servet.